

ESTUDO DAS POTENCIALIDADES DA IMPRESSÃO 3D NO APOIO AO FABRICO DE SAPATOS PARA PESSOAS COM PARALISIA CEREBRAL

DISSERTAÇÃO DO MESTRADO INTEGRADO EM ENGENHARIA MECÂNICA
OBTENÇÃO DE GRAU DE MESTRE

AUTORA:

Ana Dulce de Meneses Machado Silva | em10151@fe.up.pt

ORIENTADOR NA FEUP:

Professor Doutor Fernando Jorge Lino Alves

- Julho de 2015 –

Ana Dulce Silva

Nunca se realizou nada de grande sem entusiasmo

RALPH WALDO EMERSON

RESUMO

A presente dissertação visa analisar o contributo potencial das tecnologias de Fabrico Aditivo no processo produtivo de componentes de calçado para pessoas com necessidades especiais, resultantes da ocorrência de paralisia cerebral. Alavancado pelo projeto *Rita.Red.Shoes.cerebralpalsy.designproject*, este estudo divide-se essencialmente em duas partes: Revisão Bibliográfica e Casos de Estudo.

A primeira parte – Revisão Bibliográfica – pretende sinalizar as problemáticas, a nível de locomoção, que frequentemente assolam os portadores de paralisia cerebral. Ademais, para vários tipos de pé, identificam-se as principais modificações implementadas no calçado ortopédico, face a um sapato normalizado, em termos de *design* e materiais. Nesta fase, efetuou-se ainda uma pesquisa exaustiva sobre os processos tradicionais de fabrico dos principais constituintes de um sapato, e procedeu-se ao levantamento do Estado da Arte no âmbito da produção de componentes de calçado customizados por Impressão 3D.

A segunda parte – Casos de Estudo – compreende 3 exemplos representativos de eventuais (e vantajosas) correlações entre as sobreditas áreas. O *Caso de Estudo A: Desenvolvimento de Contraforte em Impressão 3D para Calçado para Pessoas com Paralisia Cerebral* iniciou-se, paralelamente, com o levantamento de forma do pé de uma voluntária com aquela patologia e com a determinação dos valores de pressão em 8 regiões plantares, com palmilhas instrumentadas WalkinSense. Modelou-se, em seguida, o contraforte customizado no *software* 3-matic, procedendo-se subsequentemente à sua impressão no equipamento OBJET Eden 260 V da Stratasys. O *Caso de Estudo B: Desenvolvimento de Almofada para Alívio de Metatarsalgia por Impressão 3D* segue, em linhas gerais, idêntica metodologia. Por último, o *Caso de Estudo C: Desenvolvimento de Sola para Calçado para Pessoas com Paralisia Cerebral a partir de Protótipo Fabricado por Impressão 3D* ilustra todo esse processo desde a fase embrionária da modelação, evidenciando a possibilidade de associação do Fabrico Aditivo às tecnologias de conversão.

Este estudo teve a virtualidade de confirmar as potencialidades da Impressão 3D na obtenção de componentes 100% customizados (protótipos ou peças funcionais), a custos competitivos na maioria das vezes, que podem efetivamente melhorar o bem-estar e a qualidade de vida dos seus utilizadores.

ABSTRACT

This thesis aims to analyze the potential contribution of Additive Manufacturing technologies in the production process of footwear components for people with special needs, resulting from the occurrence of cerebral palsy. Leveraged by Rita.Red.Shoes.cerebralpalsy.designproject project, this study is divided essentially into two parts: Literature Review and Case Studies.

The first part - Literature Review - intends to signal problems, the level of mobility, which often affect those with cerebral palsy. In addition, are identified the main changes implemented in orthopaedic footwear, concerning different types of foot, design and materials. At this stage, it took place even a thorough research on the main shoe's components traditional manufacturing processes, and proceeded to the State of the Art survey about the production of customized footwear components by 3D Printing.

The second part - Case Studies - comprises three representative examples of possible (and profitable) correlations between the aforesaid areas. The Case Study A: Footwear's Heelcounter Development for People with Cerebral Palsy by 3D Printing began with getting the foot shape of a volunteer with that pathology in parallel with the pressure values determination in 8 plantar regions, with instrumented WalkinSense insoles. Then the customized heelcounter was modelled in 3-matic software to be printed in the equipment OBJET Eden 260 V of Stratasys. The Case Study B: Metatarsalgia Relief Cushion Development by 3D Printing follows, in general, identical methodology. Finally, the Case Study C: Footwear's Sole Development for People with Cerebral Palsy from Prototype Manufactured by 3D Printing illustrates the sole development process from the embryonic stage of modelling, highlighting the possible association of Additive Manufacturing and the conversion technologies.

This study confirms the potential of 3D printing in obtaining 100% customized components (prototypes or functional parts), in most cases, at competitive costs, which can effectively improve the welfare and life quality of its users.

AGRADECIMENTOS

A consecução desta tese não teria sido possível sem a colaboração decisiva e inestimável de várias pessoas e entidades, às quais expresso o meu profundo reconhecimento.

Agradeço antes de mais ao meu orientador, Professor Dr. Jorge Lino, pela notável transmissão de conhecimentos, pela dilucidação das dúvidas que foram surgindo ao longo deste trabalho, pelo permanente encorajamento e motivação, pela paciência e tranquilidade com que ajudou a ultrapassar os meus episódios de *stress*.

À Professora Lúcia Lopes, por abrir os horizontes desta tese ao âmbito do *design* e pelo precioso auxílio na recolha de informação utilíssima.

À Professora Teresa Duarte e ao Professor Marco Parente, pela prestimosa colaboração e pela disponibilidade para responder cabalmente às minhas interrogações.

Aos meus Professores, todos e cada um, pelo acervo de conhecimento que sabiamente souberam incorporar na minha formação académica.

Ao Engenheiro Pedro Martins, do INEGI, pelo auxílio na compreensão da natureza dos materiais hiperelásticos.

À Engenheira Mafalda Couto e à Dra. Marta Dias, do INEGI, pela extraordinária ajuda técnica, nomeadamente em matéria de digitalização e tratamento de imagem.

Ao Engenheiro Marco Marques, pelo seu fundamental contributo na modelação em 3-matic.

Às Engenheiras Joana Diz e Rita Marques, pela sua disponibilidade e auxílio na utilização do equipamento WalkinSense.

Ao Isaac Ferreira, pelas explicações sobre impressão 3D e pela ajuda na materialização das peças necessárias.

Aos profissionais da Klaveness, em especial ao Engenheiro Mário Gil Moreira, por me terem franqueado sempre as portas da empresa e por todos os esclarecimentos a propósito da confeção e indústria do calçado;

Ana Dulce Silva

Ao Dr. Deolindo Pessoa e à APCC, na pessoa da fisioterapeuta Cristina Soutinho, por me facultarem acesso ao universo da Paralisia Cerebral e às suas terapêuticas;

Aos técnicos do DEMec (Emília Soares) e do INEGI (Armanda Marques, Fernando Moreira e Sertório Lares), pela sua gentil colaboração ao longo dos procedimentos experimentais.

À Liliana Viana, a minha voluntária corajosa e disponível, exemplo claro de que a Paralisia Cerebral não é estigma nem condenação.

Aos meus Amigos, por estarem sempre lá.

E aos meus Pais, *last but not the least*. Eles sabem porquê.

O autor deseja expressar o seu agradecimento pelo financiamento do Projeto SAESCTN-PII&DT/1/2011 co-financiado pelo Programa Operacional Regional do Norte (ON.2 - O Novo Norte), sob o Quadro de Referência Estratégico Nacional (QREN), através do Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional (FEDER).

ÍNDICE DE CONTEÚDOS

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS	xiii
LISTA DE FIGURAS.....	xv
LISTA DE TABELAS.....	xix
CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO	1
1.1. Enquadramento da Dissertação	1
1.2. Objetivos	2
1.3. Organização de Conteúdos	2
1ª Parte – Revisão Bibliográfica	3
CAPÍTULO 2 - O PROJETO <i>RITAREDSHOES.CEREBRALPALSY.DESIGNPROJECT</i>	5
2.1. Apresentação do Projeto e Atividades Desenvolvidas.....	5
2.2. Parceiros Envolvidos no Projeto.....	7
2.2.1. Associação de Paralisia Cerebral de Coimbra (APCC)	8
2.2.2. Klaveness e Klaveness Portugal	9
CAPÍTULO 3 - A INDÚSTRIA DO CALÇADO EM PORTUGAL E NO MUNDO	13
CAPÍTULO 4 - A PARALISIA CEREBRAL	31
4.1. Paralisia Cerebral: uma visão geral	31
4.2. Os Membros Inferiores e a Marcha na Paralisia Cerebral	34
CAPÍTULO 5 - O FABRICO DE CALÇADO	37
5.1. Contextualização Introdutória	37
5.2. Morfologia do Calçado e Especificações do Calçado Ortopédico	39
5.2.1. Morfologia do Calçado	39
5.2.2. Especificações do Calçado Ortopédico	39
5.2.2.1. Em termos Morfológicos.....	39
5.2.2.2. Em termos de Materiais.....	45
5.3. Processos de Fabrico do Calçado Normalizado e do Calçado Ortopédico.....	57
5.3.1. Recolha da Pedigrafia do Utilizador	58
5.3.2. Fabrico das Formas	60
5.3.3. Análise de Pressões Plantares e Fabrico de Palmilhas.....	62
5.3.3.1. Técnicas de Determinação de Pressões Plantares.....	62
5.3.3.2. Fabrico de Palmilhas	66

5.3.4. Fabrico das Formas	68
5.3.5. Modelação da Gáspea.....	70
5.3.6. Corte da Gáspea.....	71
5.3.7. Costura da Gáspea e Colocação de Outros Elementos do Sapato	73
5.3.8. Assemblagem das Diversas Partes do Sapato.....	74
5.3.9. Operações de Acabamento.....	74
5.3.10. Controlo de Qualidade.....	74
5.3.11. Embalagem	75
CAPÍTULO 6 - A IMPRESSÃO 3D E O FABRICO DE CALÇADO	77
2ª Parte – Casos de Estudo.....	89
CAPÍTULO 7 - CASO DE ESTUDO A: DESENVOLVIMENTO DE CONTRAFORTE EM IMPRESSÃO 3D PARA CALÇADO PARA PESSOAS COM PARALISIA CEREBRAL	91
7.1. O Contraforte	91
7.2. Teste de Pressão Plantar	94
7.3. Levantamento de Forma	99
7.4. Selecção da Impressora 3D	106
7.5. Selecção do Material do Contraforte	112
7.6. Modelação em 3-matic	114
7.7. Custos Envolvidos.....	117
CAPÍTULO 8 - CASO DE ESTUDO B: DESENVOLVIMENTO DE ALMOFADA PARA ALÍVIO DE METATARSALGIA EM IMPRESSÃO 3D PARA CALÇADO PARA PESSOAS COM PARALISIA CEREBRAL	123
8.1. Almofoadas para Metatarsalgia	123
8.2. Modelação em 3-matic	125
8.3. Simulação em Abaqus e Seleção do Material	127
8.4. Custos Envolvidos.....	135
CAPÍTULO 9 - CASO DE ESTUDO C: DESENVOLVIMENTO DE SOLA PARA CALÇADO PARA PESSOAS COM PARALISIA CEREBRAL A PARTIR DE PROTÓTIPO FABRICADO POR IMPRESSÃO 3D	139
CAPÍTULO 10 - CONCLUSÕES	145
CAPÍTULO 11 - TRABALHOS FUTUROS.....	149
REFERÊNCIAS	151

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

3D	Tridimensional
APCC	Associação de Paralisia Cerebral de Coimbra
APICCAPS	Associação Portuguesa dos Industriais de Calçado, Componentes, Artigos de Pele e seus Sucedâneos
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i> (Associação Americana para Ensaaios e Materiais)
CAO	Centro de Atividades Ocupacionais
CRPCC	Centro de Reabilitação de Paralisia Cerebral de Coimbra
CNC	Controlo Numérico Computadorizado
DEMec	Departamento de Engenharia Mecânica
E.U.A.	Estados Unidos da América
EVA	Espuma Vinílica Acetinada
FBAUP	Faculdade de Belas Artes da Universidade do Porto
FDM	<i>Fused Deposition Modeling</i> (Modelação por Deposição de Material Fundido)
FEUP	Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
FIA	<i>Footwear with Individual Adjustment</i> (Calçado com Ajuste Individual)
FSR	<i>Force Sensitive Resistor</i> (Sensor de Força Resistivo)
GMFCS	<i>Gross Motor Function Classification System</i> (Sistema de Classificação da Função Motora Grossa)
HS	<i>Harmonized System</i> (Sistema Harmonizado)
HPC	Hospital Pediátrico de Coimbra
LCD	<i>Liquid Crystal Display</i>
LIM	Laboratório de Instrumentação para a Medição
MDIP	Mestrado em Design Industrial e de Produto
MIEM	Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica
NRC-APPC	Núcleo Regional Centro da Associação Portuguesa de Paralisia Cerebral

Ana Dulce Silva

OAS	<i>Orthopaedic on Adjusted Standard Last</i> (Calçado Ortopédico com Ajuste de Forma Normalizada)
OIL	<i>Orthopaedic on Individual Last</i> (Calçado Ortopédico de Forma Individual)
OMA	Organização Mundial das Alfândegas
PE	Polietileno
PEAD	Polietileno de Alta Densidade
PP	Polipropileno
PS	Poliestireno
PU	Poliuretano
PVC	Policloreto de Vinilo
SPEU	Poliuretano Segmentado
TPU	Poliuretano Termoplástico
TR	Borracha Termoplástica
UC	Unidade Curricular

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1** - *Flyer* do projeto *RitaRedShoes.cerebralpalsy.designproject*.
- Figura 2** - Técnica aplicada por fisioterapeuta para forçar o calcanhar a pousar no solo.
- Figura 3** - Instalações e equipamentos da APCC.
- Figura 4** - Distribuição percentual geográfica da produção de calçado.
- Figura 5** - Distribuição percentual geográfica do consumo de calçado.
- Figura 6** - Distribuição geográfica percentual de exportações de calçado.
- Figura 7** - Países que exportam calçado a preços mais elevados e respetivos valores.
- Figura 8** - Panorama de exportações de sapatos *waterproof*.
- Figura 9** - Panorama de exportações de sapatos em plástico e borracha.
- Figura 10** - Panorama de exportações de sapatos em pele.
- Figura 11** - Panorama de exportações de sapatos em têxteis.
- Figura 12** - Panorama de exportações de “outro calçado”.
- Figura 13** - Distribuição geográfica percentual de importações de calçado.
- Figura 14** - Países que importam calçado a preços mais elevados e respetivos valores.
- Figura 15** - Evolução nacional das exportações e importações de calçado na década de 2001-2011.
- Figura 16** - Distribuição percentual em termos de quantidade dos vários tipos de sapatos exportados e importados por Portugal (2011).
- Figura 17** - Evolução da faturação em termos de vendas da Klaveness Portugal na década 2003-2013.
- Figura 18** - Problemas frequentemente detetados em pessoas com paralisia cerebral.
- Figura 19** - Correspondência entre região do cérebro e tipo de paralisia cerebral.
- Figura 20** - Prevalência de tipos de paralisia cerebral.
- Figura 21** - Principais tipos de pé registados no domínio da paralisia cerebral.
- Figura 22** - Arcos longitudinais e transversal e partes do pé.
- Figura 23** - Metatarsalgia.
- Figura 24** - Sapato de palha descoberto nos Alpes em investigação arqueológica.
- Figura 25** - Componentes de um sapato genérico.
- Figura 26** - Sapato com sola *rocker*.
- Figura 27** - Inserto em palmilha.
- Figura 28** - Pés plano, normal e cavo: orientação do arco longitudinal.
- Figura 29** - Pé cavo em Dynagait.
- Figura 30** - Sola *Thomas Heel*.
- Figura 31** - Desvio da tibia e pronação.
- Figura 32** - Cunha para controlo da pronação.
- Figura 33** - Varismo.
- Figura 34** - Cunha para controlo da supinação.
- Figura 35** - Palmilha em espuma de latex.
- Figura 36** - Palmilha Spenco®.
- Figura 37** - Espuma EVA.

- Figura 38** - Insertos para calcanhar.
- Figura 39** - Espessura das amostras.
- Figura 40** - Palmilha para pé plano.
- Figura 41** - Palmilha para pé cavo.
- Figura 42** - Resultados dos Ensaios de Compressão.
- Figura 43** - Resultados de deformação elástica ao fim do 1º ciclo de compressão.
- Figura 44** - Esquema resumo sobre os materiais utilizados no calçado ortopédico.
- Figura 45** - Impressão do pé de um paciente em caixa de espuma fenólica.
- Figura 46** - DPLUS FOOT Klaveness.
- Figura 47** - Pressões plantares.
- Figura 48** - Forma Klaveness.
- Figura 49** - Colocação *standard* de sensores singulares.
- Figura 50** - Maquinagem de espuma EVA e obtenção das palmilhas.
- Figura 51** - Combinado de espumas EVA para palmilhas nora® Lunatec combi 7.
- Figura 52** - Solas para sapatos normalizados.
- Figura 53** - Diversas etapas da produção de solas de borracha.
- Figura 54** - Exemplos de Solas.
- Figura 55** - Modelação 2D no *software* Dimensions™.
- Figura 56** - Modelação 2D no *software* Naxos.
- Figura 57** - Modelação manual.
- Figura 58** - Equipamento de corte automático da Klaveness e projeção 2D das peças.
- Figura 59** - Disposição de corte.
- Figura 60** - Peças obtidas após corte.
- Figura 61** - Cortantes.
- Figura 62** - Corte manual.
- Figura 63** - Inserção de espumas protetoras.
- Figura 64** - Colagem semiautomática.
- Figura 65** - Colagem manual.
- Figura 66** - Palmilha Gyrobot.
- Figura 67** - Sistema RSPrint.
- Figura 68** - Palmilha RSPrint.
- Figura 69** - Palmilha Light Soles.
- Figura 70** - Captura de imagens exigida pela aplicação SOLS.
- Figura 71** - Principais componentes do calçado ADAPTIV da SOLS.
- Figura 72** - Sapatos Frederik Bussels.
- Figura 73** - Etapas de fabrico da sola.
- Figura 74** - Técnicas de acoplamento das diversas partes do sapato.
- Figura 75** - Sapato *FOOTPRINT - 3D printed custom algorithmic footwear*.
- Figura 76** - Exo-Foot projectado por Onyx Ashanti.
- Figura 77** - Placas de não-tecido de fios de poliéster, pré-impregnadas com resina de copolímeros termoplásticos de estireno-butadieno carboxilado e estireno acrílico.
- Figura 78** - Contrafortes.
- Figura 79** - Conformação de contrafortes.
- Figura 80** - Processo de fabrico de contraforte laminado e resíduos associados.

Figura 81 - Impressão plantar.

Figura 82 - Resultados do teste de pressão (da voluntária com paralisia cerebral) com o *software* WalkinSense.

Figura 83 - Resultados do teste de pressão (da pessoa sem paralisia cerebral) com o *software* WalkinSense.

Figura 84 - Esquema do procedimento experimental de levantamento de forma com alginato de sódio.

Figura 85 - Alvos dispersos pelo modelo a digitalizar.

Figura 86 - Coincidência de pontos laser para centragem de imagem.

Figura 87 - Construção do modelo digitalizado.

Figura 88 - Alvos numericamente codificados.

Figura 89 - Modelo final obtido.

Figura 90 - Equipamentos da gama OBJET Eden da Stratasys.

Figura 91 - Etapas do desenvolvimento do contraforte em 3-matic.

Figura 92 - Contraforte impresso.

Figura 93 - Dimensões máximas do contraforte Klaveness.

Figura 94 - Análise parcelar de custos aproximados relativos aos processos de fabrico dos contrafortes produzidos por Impressão 3D e laminados.

Figura 95 - Valores de pressão plantar determinados com e sem almofada para metatarsalgia.

Figura 96 - Modelos de almofadas para metatarsalgia.

Figura 97 - Etapas da modelação em 3-matic.

Figura 98 - Curvas de tração dos materiais TangoPlus FLX 930 e Alchemie RTV 139 Silicone.

Figura 99 - Resultados do teste de pressão com o *software* WalkinSense.

Figura 100 - Aplicação dos valores de pressão plantar próximo da região das cabeças do metatarso.

Figura 101 - Resultados das simulações Abaqus, em termos de tensão de Von Mises e magnitude de deformação.

Figura 102 - Resultados das simulações Abaqus, em termos de deformação segundo as direcções X, Y e Z.

Figura 103 - Impressora ProJet 660 Pro.

Figura 104 - Etapas do fabrico do protótipo da sola.

Figura 105 - Endurecedor StrengthMaxTM.

Figura 106 - Processo de fabrico da sola em borracha.

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1** - Maiores produtores de calçado.
- Tabela 2** - Maiores consumidores de calçado.
- Tabela 3** - Maiores exportadores de calçado, em termos de volume de vendas.
- Tabela 4** - Maiores exportadores de calçado, em termos de faturação total.
- Tabela 5** - Maiores importadores de calçado, em termos de volume de vendas.
- Tabela 6** - Maiores importadores de calçado, em termos de faturação total.
- Tabela 7** - Panorama da indústria do calçado em Portugal (2011).
- Tabela 8** - Faturação resultante de vendas da Klaveness Portugal na década 2003-2013.
- Tabela 9** - Classificação segundo GMFCS.
- Tabela 10** - Comparação entre os 7 materiais de fabrico de palmilhas, em termos de redução da pressão plantar.
- Tabela 11** - Coeficientes de atrito para $F=2.5\text{ N}$ e diferentes superfícies de contacto.
- Tabela 12** - Transmissão de Carga (em percentagem).
- Tabela 13** - Sistemas de Plataforma para determinação da distribuição da pressão plantar.
- Tabela 14** - Sistemas de Palmilha para determinação da distribuição da pressão plantar.
- Tabela 15** - Ciclo Produtivo do Produto nora® Lunatec combi 7.
- Tabela 16** - Características das Impressoras Witbox da bq e Sneaker da Lewihe.
- Tabela 17** - Principais características das impressoras utilizadas para produção dos protótipos e peça funcional.
- Tabela 18** - Materiais utilizados para produção dos protótipos e peça funcional.
- Tabela 19** - Valores máximos de pressão registados no decurso do estudo *Repeatability of WalkinSense® in shoe pressure measurement system: A preliminary study*.
- Tabela 20** - Especificações do gesso de estuque SIVAL.
- Tabela 21** - Características do scanner 3D ATOS III Triple Scan.
- Tabela 22** - Equipamentos de Fabrico Aditivo presentes no DEMec, INEGI e LIM.
- Tabela 23** - Gama OBJET Eden da Stratasys.
- Tabela 24** - Espessura e Dureza das diversas amostras de contraforte.
- Tabela 25** - Características Mecânicas do material VeroBlue RGD840.
- Tabela 26** - *Softwares* CAD 3D para manipulação sobre STL.
- Tabela 27** - Etapas da modelação do contraforte em 3-matic.
- Tabela 28** - Parâmetros de Fabrico do Contraforte Customizado e do Contraforte Klaveness.
- Tabela 29** - Etapas da modelação em 3-matic.
- Tabela 30** - Propriedades Mecânicas dos materiais *rubber-like*.
- Tabela 31** - Coeficientes de Ogden do material TangoPlus FLX 930.
- Tabela 32** - Valores de pressão máximos registados na região das cabeças do metatarso da voluntária com paralisia cerebral.
- Tabela 33** - Etapas das simulações em Abaqus CAE.
- Tabela 34** - Parâmetros associados à produção da almofada customizada.
- Tabela 35** - Especificações da impressora ProJet 660 Pro da 3D Systems.
- Tabela 36** - Propriedades mecânicas (superficiais) das peças após aplicação do endurecedor StrengthMax™.

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

1.1. ENQUADRAMENTO DA DISSERTAÇÃO

A presente dissertação, inserida no Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica (MIEM), surge na sequência da aquisição de diversos equipamentos de Fabrico Aditivo, por parte do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (DEMec-FEUP), e da oportunidade de colaborar no projeto *RitaRedShoes.cerebralpalsy.designproject*, associado ao Mestrado em Design Industrial e de Produto (MDIP), lecionado em parceria com a Faculdade de Belas de Artes da Universidade do Porto (FBAUP).

O desiderato deste projeto centra-se essencialmente na busca de novas soluções que permitam impulsionar o fabrico de calçado com características especiais, de forma rápida, a preços competitivos (quer para o fabricante, quer para o comprador), sem nunca descuidar os aspetos visual e estrutural. Assim, em paralelo com a realização da presente dissertação, frequentou-se a UC Projeto Design Industrial, por forma a aprimorar o conhecimento sobre as possibilidades de *design* no campo dos sapatos para utilizadores com paralisia cerebral. Após reuniões com *designer partners*, imprescindíveis para perceber as necessidades relevantes do ponto de vista dos próprios utilizadores, ressaltou a extrema importância de um contraforte bem estruturado no escopo de facilitar a movimentação do paciente e auxiliar na correcção, parcial ou total, de problemas ortopédicos presentes nos pés dos portadores daquela patologia. Desta forma, e de uma perspetiva mais tecnológica, o fabrico de componentes de calçado adaptados a cada paciente, por Impressão 3D, emerge desde logo como ideia a explorar. Aproveitando destarte as condições disponibilizadas pela FEUP em matéria de equipamentos, pretende-se com esta dissertação estudar o desenvolvimento de um método que permita a produção de contrafortes customizados e outros componentes, como almofadas para metatarsalgia ou solas, eventualmente de forma mais rápida, económica e com melhor qualidade, aproveitando as capacidades do Fabrico Aditivo (Impressão 3D), quer como meio de desenvolvimento de peças funcionais, quer como forma de execução de protótipos, que quando submetidos a tecnologias de conversão, conduzirão à obtenção da peça final.

1.2. OBJETIVOS

Os principais objetivos da presente dissertação residem em estudar e compreender de que modo poderá a Impressão 3D auxiliar no fabrico de calçado para utilizadores com paralisia cerebral.

Por forma a ver cumprido aquele objetivo genérico, é necessário:

- Compreender as particularidades físicas e morfológicas dos membros inferiores dos portadores de paralisia cerebral;
- Percecionar as características imprescindíveis do calçado produzido para os utilizadores em causa;
- Conhecer o processo de fabrico tradicional de calçado ortopédico e os materiais usualmente adotados;
- Perceber as potencialidades dos equipamentos de Fabrico Aditivo no domínio da conceção de componentes para calçado especial;
- Adquirir competências de manipulação de *softwares* de modelação, como o 3-matic, como forma de materializar os componentes projetados;
- Estimar custos e avaliar vantagens e desvantagens da produção de alguns componentes para calçado ortopédico por Fabrico Aditivo.

1.3. ORGANIZAÇÃO DE CONTEÚDOS

A presente dissertação encontra-se repartida em duas partes distintas, consistindo toda a parte inicial (1ª Parte – Revisão Bibliográfica) numa acurada revisão bibliográfica sobre a indústria do calçado, os principais problemas de mobilidade que afetam as pessoas portadoras de paralisia cerebral, e sobre o fabrico de componentes de/e sapatos especiais, através de tecnologias tradicionais e tecnologias inovadoras, como o Fabrico Aditivo.

Em seguida, apresenta-se um Caso de Estudo sobre a produção de contrafortes por Impressão 3D, estimando-se custos de produção e analisando-se possíveis vantagens intrínsecas ao fabrico deste componente tão importante por este método aditivo. É ainda efetuado um similar estudo sobre almofadas para metatarsalgia, bem como descrito o processo de obtenção de solas, desde a modelação do protótipo até à sua conversão em peça funcional.

1ª PARTE – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

CAPÍTULO 2 - O PROJETO

RITA RED SHOES.CEREBRAL PALSY.DESIGN PROJECT

2.1. APRESENTAÇÃO DO PROJETO E ATIVIDADES DESENVOLVIDAS

O projeto *RitaRedShoes.cerebralpalsy.designproject* (**Figura 1**) nasceu em 2015, no âmbito da UC Projeto Design Industrial (FEUP/FBAUP), cujas aulas - lecionadas pela *designer* Lúgia Lopes - foram frequentadas ao longo do semestre. Contando com o apoio de diversos parceiros e desenrolando-se em colaboração com a Universidade de Sheffield Hallam, Reino Unido, este projeto promove o desenvolvimento de sapatos estruturalmente adequados para suprir as necessidades dos utilizadores com paralisia cerebral, sem olvidar jamais as preocupações de carácter estético. Os protótipos e algumas peças finais serão apresentados ainda no presente ano na conferência *Design4Health 2015*, em Sheffield, e no evento BIN@PORTO, no Porto [1].



Figura 1 - Flyer do projeto *RitaRedShoes.cerebralpalsy.designproject* [1].

De molde a apreender os requisitos que este tipo de calçado deve observar, foram organizadas diversas atividades para potenciar o contacto com os portadores da referida patologia (*designers partners*), com médicos ortopedistas, fisioterapeutas e entidades relacionadas com a produção de sapatos.

Como primeira atividade a destacar, salienta-se um *workshop* que decorreu na FEUP nos dias 23 e 24 de Fevereiro de 2015, cuja importância se revelou transcendente do ponto em que permitiu conhecer e desmistificar as principais causas, formas de manifestação e terapias associadas à paralisia cerebral, através dos relatos da Dra. Cristina Soutinho, fisioterapeuta na

Associação de Paralisia Cerebral de Coimbra (APCC – www.apcc.org.pt/), do Dr. Deolindo Pessoa, médico ortopedista no Hospital Pediátrico de Coimbra (HPC – www.chc.min-saude.pt), e de algumas pessoas portadoras da patologia. Além disso, ainda durante a fase de apresentação do projeto (que conta como madrinha a cantora e compositora Rita Red Shoes) foram abordados, do ponto de vista médico, os requisitos essenciais que devem respeitar-se na execução dos sapatos destinados a este universo de utilizadores, tendo também sido feita uma exposição (ministrada pelo Engenheiro Nuno Moreira, da Klaveness, empresa fabricante de calçado e igualmente parceira) a propósito das metodologias de fabrico e materiais utilizados na produção ortopédica. Ainda no enquadramento deste *workshop*, formaram-se equipas de projeto multidisciplinares, integrando estudantes do MIEM, do MDIP, *designers* experientes e pessoas com paralisia cerebral, cuja presença enquanto *designers partners* se mostrou crucial, quer pela verbalização das dificuldades motoras quotidianamente sentidas, pela descrição das necessidades estruturais que os seus sapatos requerem, quer ainda pela indicação das características que, nos domínios do *design* e estética, gostariam de ver implementadas no calçado convencional.

Nas restantes atividades promovidas incluíram-se visitas ao Centro de Reabilitação de Paralisia Cerebral de Coimbra (CRPCC), da APCC, na dita cidade, e à Klaveness, em Avintes, nos dias 25 e 26 de Março de 2015, respetivamente. Os principais objetivos da visita ao CRPCC consubstanciaram-se na assistência a consultas de fisioterapia para visualização da marcha e outros movimentos efetuados pelos diversos pacientes (maioritariamente crianças), observação dos diferentes tipos de manifestação da patologia ao nível dos membros inferiores e verificação das técnicas utilizadas pelos fisioterapeutas para contrariar determinadas tendências de movimento (a título de exemplo, na iminência de dificuldades em pousar o calcanhar no solo no decurso da marcha, o fisioterapeuta calca ligeiramente essa zona do pé, para estabilizar o movimento de caminhar – **Figura 2**). Complementarmente, foram apresentados à fisioterapeuta Dra. Cristina Soutinho e ao médico ortopedista Dr. Deolindo Pessoa alguns conceitos de sapatos e palmilhas desenvolvidos pelas várias equipas nas aulas da UC Projeto Design Industrial, por forma a perceber a viabilidade de cada modelo, no que concerne ao cumprimento das especificidades associadas ao calçado ortopédico.



Figura 2 - Técnica aplicada por fisioterapeuta para forçar o calcanhar a pousar no solo [2].

Na referida visita à unidade fabril da Klaveness, foi observado todo o processo produtivo dos vários tipos de calçado (normalizado ou personalizado) desenvolvidos pela empresa, desde a recolha das matérias-primas até à etapa final de embalamento. À semelhança do que sucedeu na visita ao CRPCC, também foram apresentados, neste caso ao Engenheiro Mário Gil Moreira, os conceitos/modelos de sapatos e palmilhas até ao momento idealizados, com vista a aferir da sua exequibilidade prática e auscultar a sugestão de possíveis modificações.

No âmbito da presente temática foi ainda co-escrito, juntamente com o Professor Doutor Jorge Lino, a Professora Lígia Lopes e a colega Sofia Abreu, um artigo intitulado *Projeto de Sapatos para Pessoas com Paralisia Cerebral usando a Impressão 3D*, publicado na plataforma Portugal 3D e apresentado no CENFIM Trofa a 13 de Maio de 2015.

2.2. PARCEIROS ENVOLVIDOS NO PROJETO

O desenvolvimento deste projeto não teria sido possível sem o contributo dos vários parceiros envolvidos: Associação de Paralisia Cerebral de Coimbra (APCC), fábrica de calçado Klaveness, Sheffield Hallam University | Art and Design Research Centre, associação de solidariedade social Sorriso da Rita, projeto Design Includes You, Rita Red Shoes – cantora, compositora e madrinha do projeto, empresa IDEIA.M e Câmara Municipal do Porto.

Procede-se em seguida à apresentação sumária dos dois parceiros envolvidos no projeto cujas instalações foram visitadas: a APCC e a Klaveness.

2.2.1. Associação de Paralisia Cerebral de Coimbra (APCC)

A Associação de Paralisia Cerebral de Coimbra (APCC) é uma instituição particular de solidariedade social sem fins lucrativos, constituída em 1975 por iniciativa de um grupo de pais de crianças portadoras de paralisia cerebral e técnicos de saúde. Teve o primitivo nome de Núcleo Regional Centro da Associação Portuguesa de Paralisia Cerebral (NRC-APPC), que alterou para a atual designação no ano de 2005. Com uma atitude manifestamente proactiva, a breve trecho originou o Centro de Reabilitação de Paralisia Cerebral de Coimbra (CRPCC) – dotado de gestão própria a partir de 1977 – cujo objetivo prioritário passa por auxiliar a reabilitação de crianças com paralisia cerebral e outras doenças neurológicas, promovendo a sua autonomia e integração social. Os anos seguintes foram de expansão notória da instituição, que inaugurou a Quinta da Conraria, o Centro de Atividades Ocupacionais (CAO), o Lar de Apoio e o Lar Residencial (todos na região de Coimbra). Investindo cada vez mais na qualificação dos técnicos e colaboradores que trabalham para e/ou na instituição, a APCC preocupa-se hodiernamente em criar e desenvolver serviços e unidades de reabilitação, habilitação, formação e integração de crianças e jovens com paralisia cerebral, bem como sensibilizar toda a comunidade para as necessidades desta população e apoiar as suas famílias. Além disso, a APCC esforça-se por manter atualizada a especialização dos seus recursos humanos, estando filiada ou em parceria com diversas entidades do ramo, tanto nacionais como internacionais [3].

Grande parte do trabalho realizado pela APCC desenvolve-se no CRPCC, visitado no âmbito dos trabalhos preparatórios da presente dissertação. No que respeita a serviços médicos, a APCC facilita os procedimentos de diagnóstico e prognóstico médicos, investigação e planeamento de intervenções cirúrgicas e/ou terapêuticas, e acompanhamento familiar. São participados diversos tipos de consultas, casos da neuropediatria, neurologia, neurofisiologia (eletroencefalografia e eletromiografia), ortopedia, pediatria, psiquiatria, pedopsiquiatria, otorrinolaringologia, dermatologia, cirurgia da baba, toxina botulínica e rizotomia. No campo do auxílio terapêutico, estão disponíveis serviços de fisioterapia, hidroterapia, terapia da fala, terapia ocupacional, psicologia, psicomotricidade, zarabatana, musicoterapia, equitação terapêutica, Snoezelen ou estimulação da baixa visão. Todas as terapias elencadas estão detalhadamente descritas no respetivo separador *web* da APCC (http://www.apc-coimbra.org.pt/?page_id=300). No atinente aos serviços relacionados com a educação, a APCC oferece instrução infantil e primária, totalmente adaptadas por forma a servir os seus alunos, além de um Centro de Recursos para a Inclusão. Dispõe ainda dos

departamentos de desporto, música e expressão plástica, além de serviços como a Oficina de Brinquedos, na qual são adaptados brinquedos comuns e outros artefactos (talheres, por exemplo) às necessidades concretas dos utilizadores. No esquema da **Figura 3**, pode ver-se algum equipamento pertencente à APCC, instalações, instrumentos adaptados, entre outros [4,5,6].

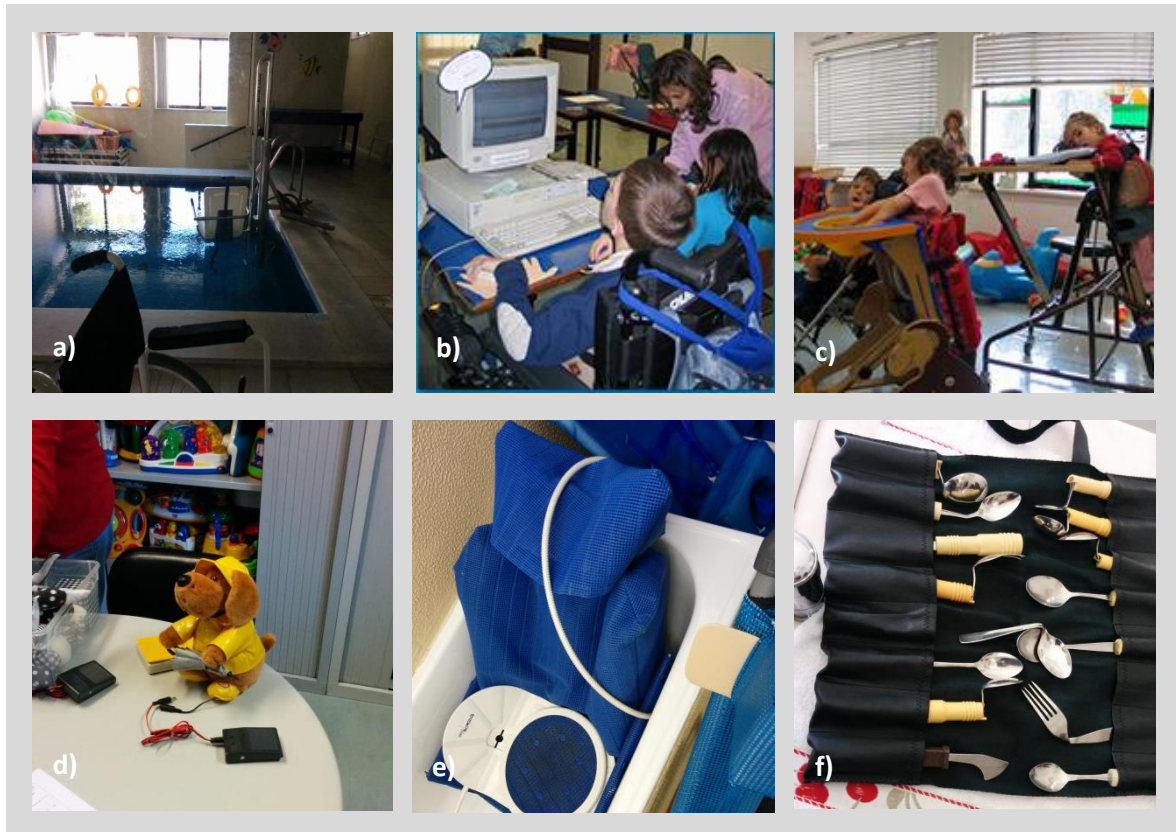


Figura 3 - Instalações e equipamentos da APCC: **a)** tanque de hidroterapia; **b)** sala de informática com equipamento adaptado; **c)** sala do ensino primário com equipamento adaptado; **d)** Oficina de Brinquedos e peluche de accionamento adaptado através de pedal manual, em vez do tradicional botão On/Off; **e)** equipamento para banho; **f)** faqueiro adaptado [fonte própria,6].

2.2.2. Klaveness e Klaveness Portugal

A Klaveness é uma empresa norueguesa fundada em 1957 por Dagfinn Klaveness. Sempre com o enfoque na criação de calçado de alta qualidade, perfeitamente adaptado ao pé de cada cliente, expandiu a sua área de negócios, tendo atualmente filiais na Suécia, Polónia, Reino Unido e Portugal [7].

A fábrica sediada em Portugal localiza-se em Avintes, Vila Nova de Gaia, foi inaugurada em 1988 e tem como máxima o aproveitamento do *know-how* português da indústria do calçado, bem como o *cluster* existente na região norte do país. Conquanto não existam postos de venda de sapatos da marca em Portugal, a unidade fabril nacional encontra-se em processo de certificação ecológica (a título de exemplo, utiliza já caixas de armazenamento em material reciclado e procedeu à substituição de colas químicas por outras à base de água) e é responsável pela produção de todo o calçado ortopédico Klaveness [7].

Atualmente a Klaveness vê a sua produção repartida em 2 grandes grupos: *Comfort Shoes* e *Medical Shoes*, estando este último em destaque no âmbito da presente dissertação. O calçado de conforto (*Comfort Shoes*) caracteriza-se pelo *design* adequado à sua matriz funcional, utilizando materiais de excelente qualidade. Por outro lado, o calçado ortopédico (*Medical Shoes*) destina-se a suprir as necessidades de utilizadores especiais e a sua gama pode ser subdividida em *Footwear with Individual Adjustments* (FIA) – calçado que apenas requer pequenos ajustes individuais e tem por base o calçado de conforto, permitindo até 5 mm de adição de material ao calçado; *Orthopaedic on Adjusted Standard Last* (OAS) – tipo de calçado ortopédico intermédio, que se caracteriza por utilizar uma forma normalizada na sua construção, permitindo no entanto modificações mais radicais face a um sapato comum (até 30 mm de adição de material); e *Orthopaedic on Individual Last* (OIL) – calçado ortopédico puro, que se serve de uma forma produzida para uma pessoa específica [7].

Na maioria das ocasiões, o calçado pertencente à gama *Medical Shoes* é prescrito pelo médico ortopedista, que faz muitas vezes o levantamento de forma do pé do paciente, recorrendo à impressão em caixa de espuma fenólica, para que o calçado possa ser totalmente ajustado ao indivíduo. Todavia, é usual procurar-se a adaptação do calçado de conforto, através (por exemplo) do desenho de palmilhas com uma geometria específica ou da alteração de forma e/ou tamanho do calçado normalizado, por forma a poupar recursos e tempo, como sucede no caso do calçado FIA. Presentemente, 40% dos pacientes conseguem resolver ou minimizar os seus problemas com este tipo de sapatos, sem necessitarem de um calçado ortopédico puro, como os OIL. A gama FIA é também inovadora na medida em que o calçado pode ser encomendado *online*, contrariamente ao que sucede nos casos do calçado OAS e OIL [7].

A empresa Klaveness assume-se então como empreendedora no domínio do desenvolvimento e conceção de calçado especial e, na sua fábrica-mãe, na Noruega, utiliza já

Ana Dulce Silva

Impressoras 3D para fabrico de protótipos, conforme relatado pelo Engenheiro Mário Gil Moreira, durante uma das visitas à unidade fabril de Avintes.

No capítulo seguinte – *Capítulo 3 - A Indústria do Calçado em Portugal e no Mundo* – pode conhecer-se a postura de Portugal, enquanto produtor, consumidor, exportador e importador de calçado, a nível mundial. É ainda exposta uma breve análise da faturação, devida a vendas de calçado, durante a década de 2003-2013, da Klaveness Portugal.

CAPÍTULO 3 - A INDÚSTRIA DO CALÇADO EM PORTUGAL E NO MUNDO

Portugal tem uma tradição emérita na indústria do calçado. De acordo com o relatório da Associação Portuguesa dos Industriais de Calçado, Componentes, Artigos de Pele e seus Sucedâneos (APICCAPS) – *World Footwear 2012 Yearbook (data up to 2011)* –, em 2011 produziram-se 21 mil milhões de pares de sapatos em todo o mundo, sendo este o valor máximo atingido até à referida data. Após consulta de excertos do *World Footwear 2014 Yearbook (data up to 2013)* da APICCAPS, verificou-se que a produção mundial ascendeu a 22 mil milhões de pares de sapatos. Os maiores produtores de calçado concentram-se principalmente na Ásia (87%), sendo a China o país que mais pares de sapatos produziu no ano mencionado. Através da **Figura 4** e da **Tabela 1**, pode então observar-se o panorama da produção mundial de calçado, referente ao ano de 2011 [8,9]:



Figura 4 - Distribuição percentual geográfica da produção de calçado - adaptado de [8].

Tabela 1 - Maiores produtores de calçado - adaptado de [8].

<i>Ranking</i>	País	Pares de sapatos produzidos em 2011 [milhões]	Produção mundial [%]
1	China	12 887	60.5
2	Índia	2 209	10.4
3	Brasil	819	3.8
4	Vietname	804	3.8
5	Indonésia	700	3.3
6	Paquistão	298	1.4
7	Bangladesh	276	1.3
8	México	253	1.2
9	Tailândia	244	1.2
10	Itália	207	1.2
22	PORTUGAL	61	----- ¹

No que respeita ao consumo de calçado, o panorama geográfico surge bem mais equilibrado. Cabe referir que o consumo deve ser entendido como a diferença entre importações e exportações, assumindo-se também que não ocorre variação de *stocks*. Através da **Figura 5** e da **Tabela 2**, pode observar-se a distribuição de consumo mundial de calçado, referente ao ano de 2011. Ainda que o consumo total dos continentes europeu e americano atinja um valor bastante representativo (46%), é na Ásia que o consumo de calçado é maior (47%) [8].

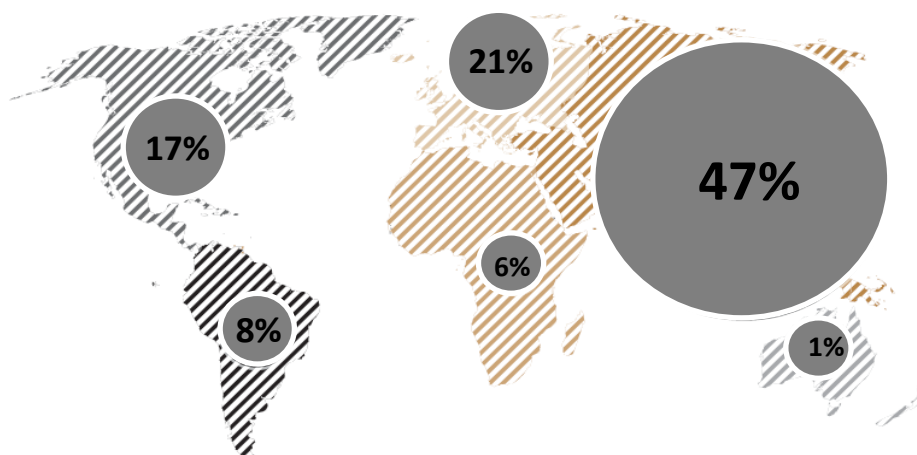


Figura 5 - Distribuição percentual geográfica do consumo de calçado - adaptado de [8].

¹ Dados indisponíveis.

Tabela 2 - Maiores consumidores de calçado [8].

<i>Ranking</i>	País	Pares de sapatos consumidos em 2011 [milhões]	Consumo mundial [%]
1	China	2 761	15.9
2	USA	2 248	12.9
3	Índia	2 202	12.7
4	Brasil	740	4.3
5	Japão	697	4.0
6	Indonésia	526	3.0
7	Alemanha	429	2.5
8	França	424	2.4
9	Reino Unido	372	2.1
10	Itália	336	1.9
47	PORTUGAL	51	----- ²

O continente asiático destaca-se novamente no capítulo das exportações, representando 84% destas. Contudo, também fruto da mão-de-obra mais barata e menos qualificada, as exportações destes países ocorrem, em regra, a um valor unitário bastante menor do que o referenciado para os países europeus. Assim, e muito embora as exportações de calçado fabricado na Europa somem apenas 11% do total mundial, estas transações fazem-se a valores bastante mais elevados. Na **Figura 6** pode ver-se a distribuição geográfica percentual das exportações [8].

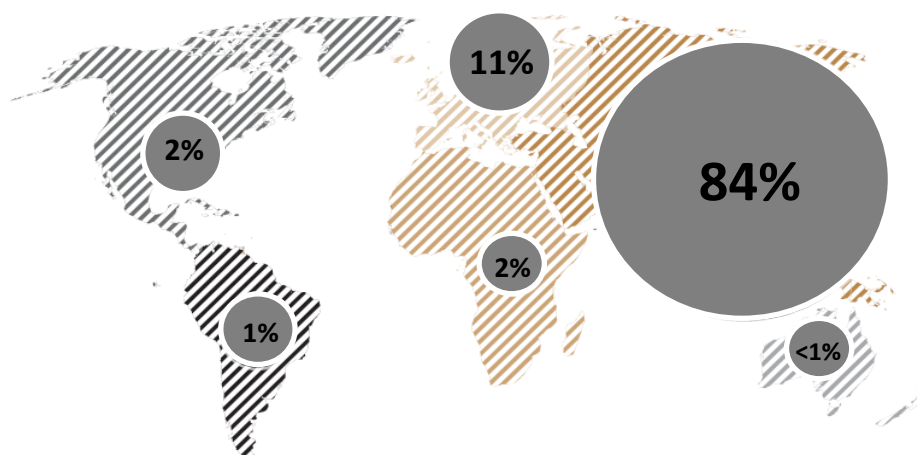


Figura 6 - Distribuição geográfica percentual de exportações de calçado - adaptado de [8].

² Dados indisponíveis.

Por sua vez, comparam-se *infra* os *rankings* dos países que mais exportaram em volume de vendas (**Tabela 3**) e em faturação total devida a exportação de calçado (**Tabela 4**).

Tabela 3 - Maiores exportadores de calçado, em termos de volume de vendas [8].

<i>Ranking</i>	País	Pares de sapatos exportados em 2011 [milhões]	Exportações mundiais [%]
1	China	10 170	73.1
2	Hong Kong	362	2.6
3	Vietname	316	2.3
4	Itália	229	1.7
5	Bélgica	207	1.5
6	Indonésia	206	1.5
7	Alemanha	194	1.4
8	Holanda	143	1.0
9	Tailândia	141	1.0
10	Espanha	130	0.9
21	PORTUGAL	65	----- ³

Tabela 4 - Maiores exportadores de calçado, em termos de faturação total [8].

<i>Ranking</i>	País	Faturação devida a exportações em 2011 [milhões de €]	Faturação devida a exportações [%]
1	China	36 810	38.3
2	Itália	9 699	10.1
3	Hong Kong	4 970	5.2
4	Vietname	4 788	5.0
5	Alemanha	4 105	4.3
6	Bélgica	3 898	4.1
7	Indonésia	3 015	3.1
8	Holanda	2 740	2.9
9	Espanha	2 682	2.8
10	França	2 251	2.3
11	PORTUGAL	1 954	2.0

³ Dados indisponíveis.

No gráfico da **Figura 7** pode observar-se o preço médio de um par de sapatos exportado; nessa sequência, representam-se os países que exportam calçado a preços mais elevados e os respetivos valores de transação. Portugal destaca-se neste capítulo porquanto, além de ser o 11º país que mais fatura em termos de exportação de sapatos (ver **Tabela 4**, acima), posiciona-se como 2º país do mundo que exporta a preços mais elevados, podendo um par de sapatos fabricados em Portugal custar cerca de 30 euros [8].

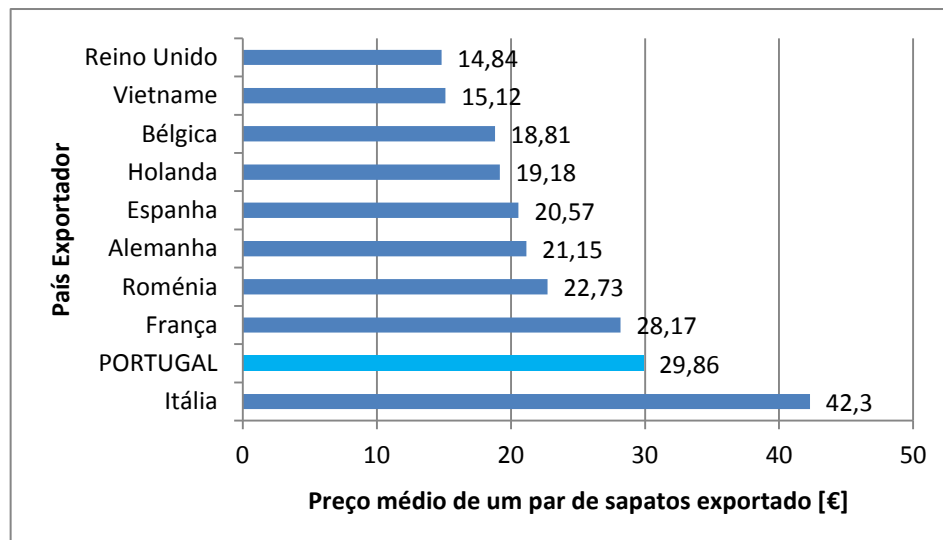


Figura 7 - Países que exportam calçado a preços mais elevados e respetivos valores - adaptado de [8].

Analisando agora as exportações com base no tipo de produto transacionado, é clara a hegemonia da China, sendo este o país que mais exporta qualquer dos tipos de calçado considerado: fabricado em material *waterproof* (impermeável, género galocha), borracha e plástico, pele, têxteis e outros. Nos gráficos das **Figuras 8 a 12** é possível conhecer os principais exportadores de cada uma das tipologias de calçado mencionadas, quer em termos de volume de pares de sapatos exportados, quer em termos de faturação total, bem como verificar o preço médio associado a cada um desses pares de sapatos, quando expedido a partir dos diferentes países. É ainda facultada a análise do número de pares de sapatos exportados em cada um dos diferentes materiais e a faturação total inerente, por país, em 2011 [8].

Ana Dulce Silva

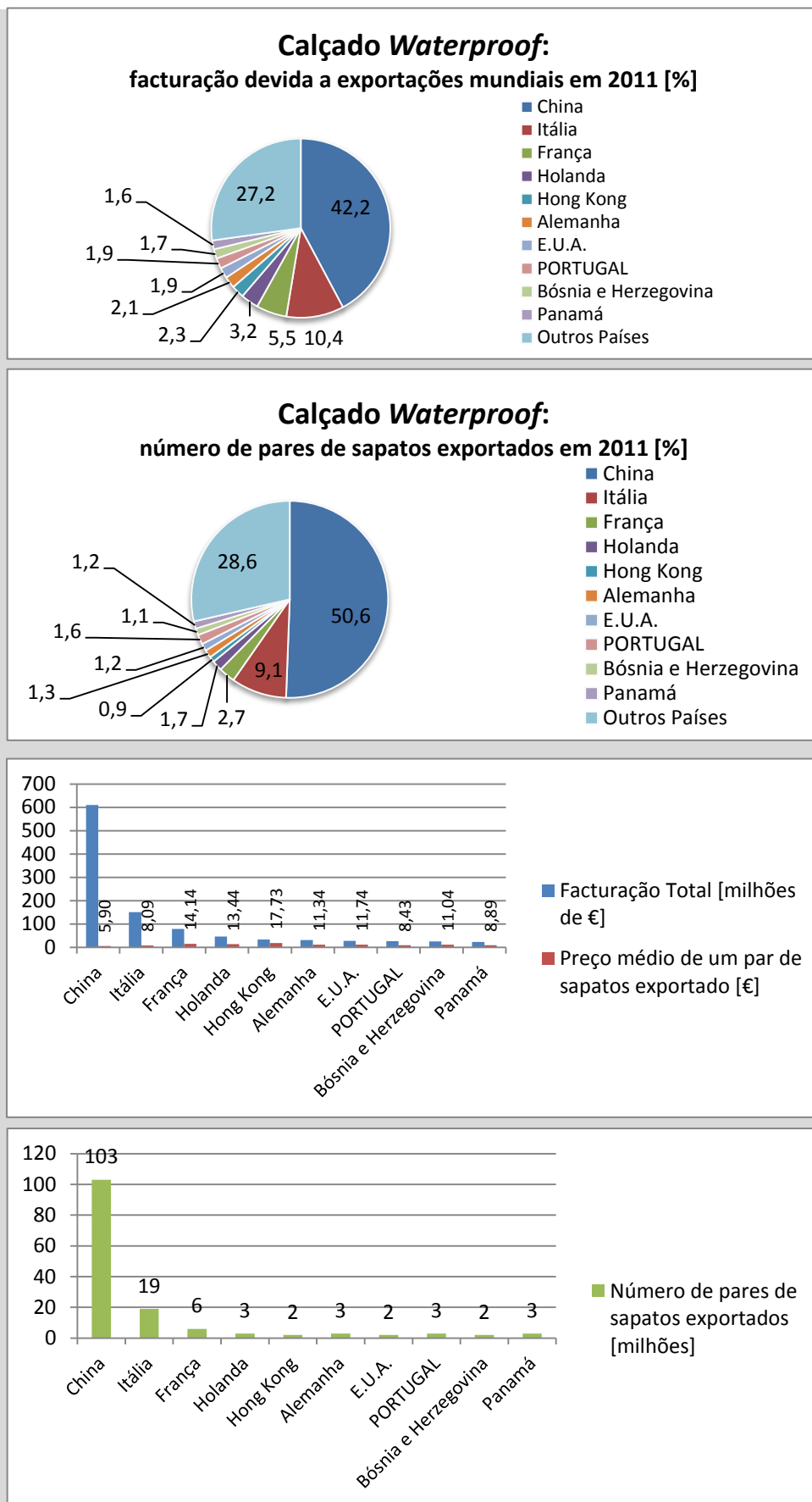


Figura 8 - Panorama de exportações de sapatos *waterproof* - adaptado de [8].

Ana Dulce Silva

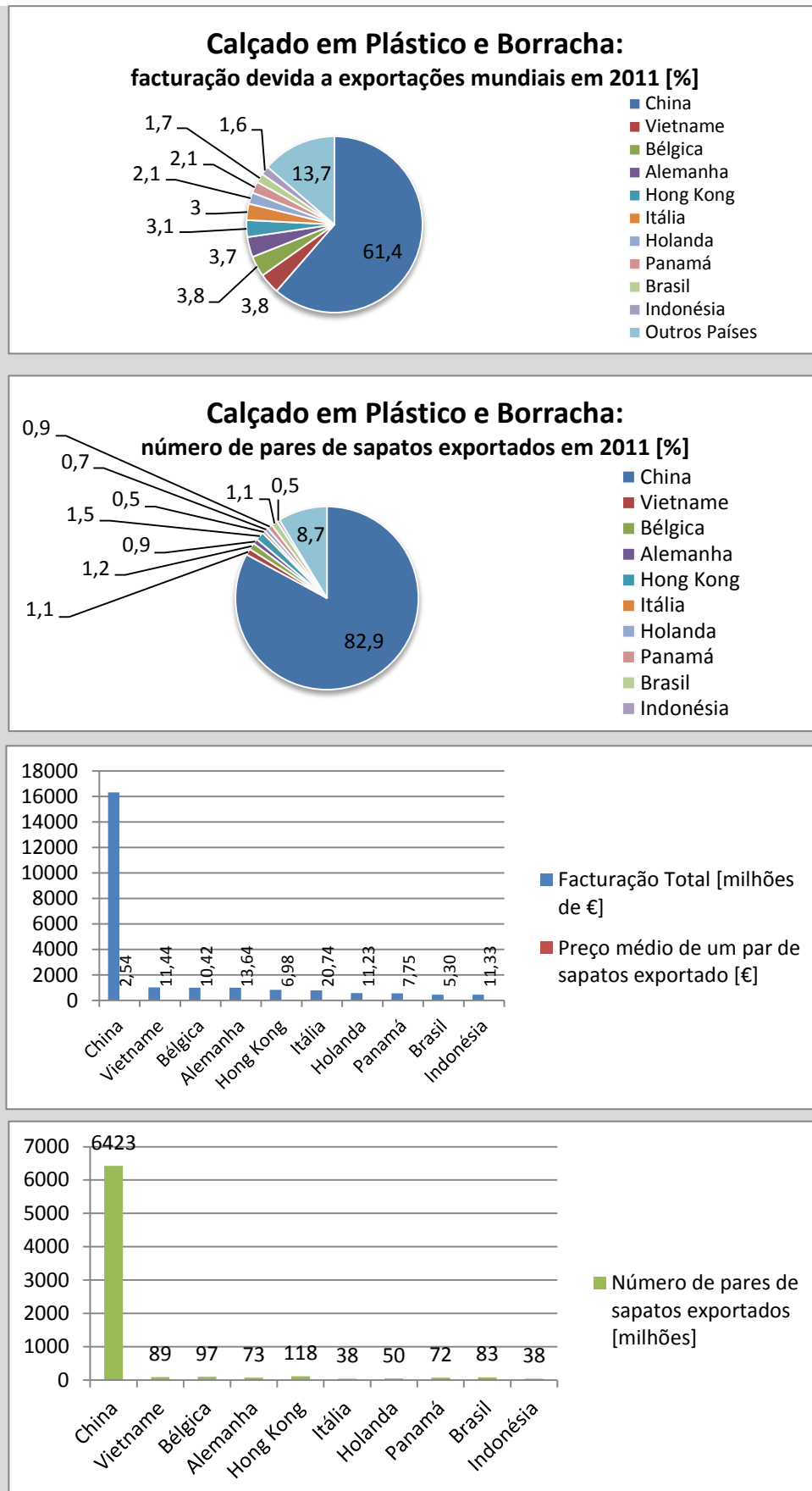
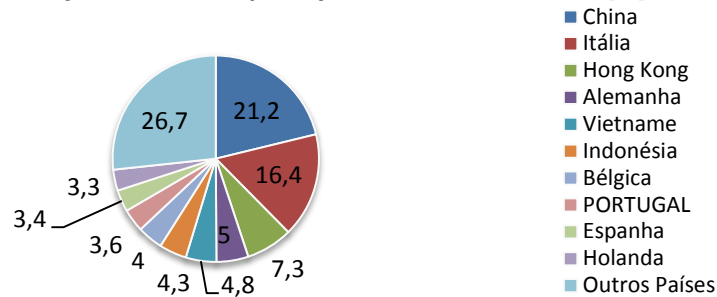


Figura 9 - Panorama de exportações de sapatos em plástico e borracha - adaptado de [8].

Ana Dulce Silva

Calçado em Pele: facturação devida a exportações mundiais em 2011 [%]



Calçado em Pele: número de pares de sapatos exportados em 2011 [%]

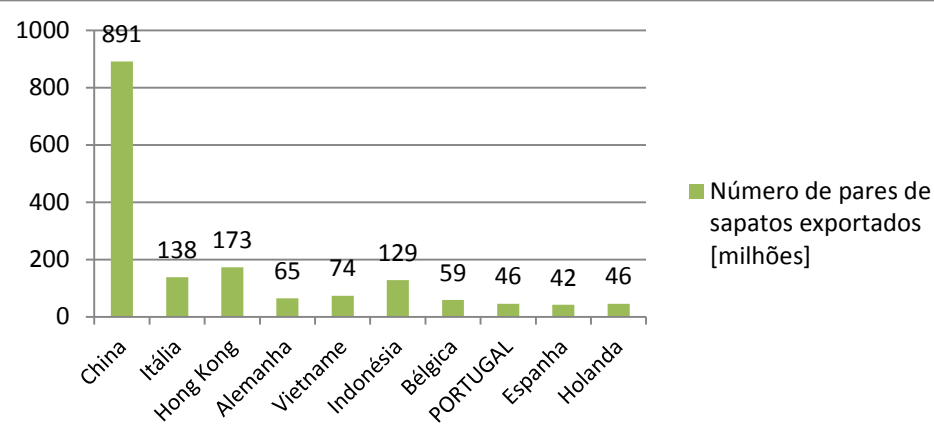
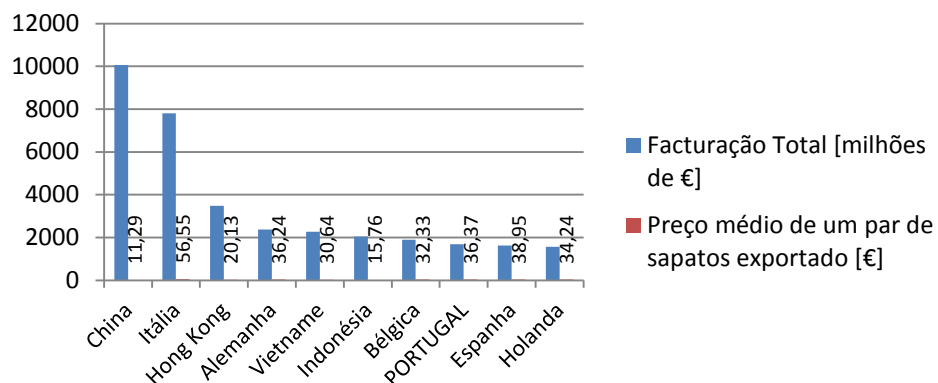
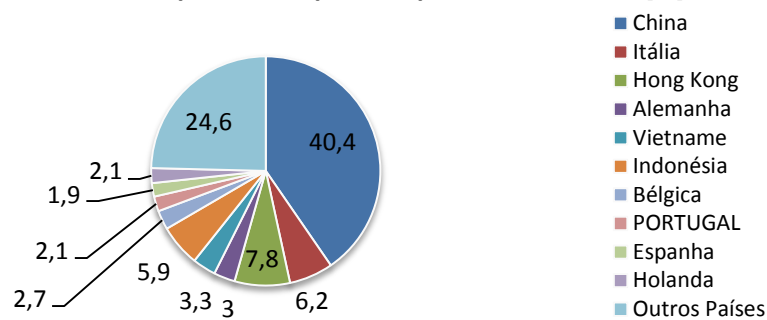


Figura 10 - Panorama de exportações de sapatos em pele - adaptado de [8].

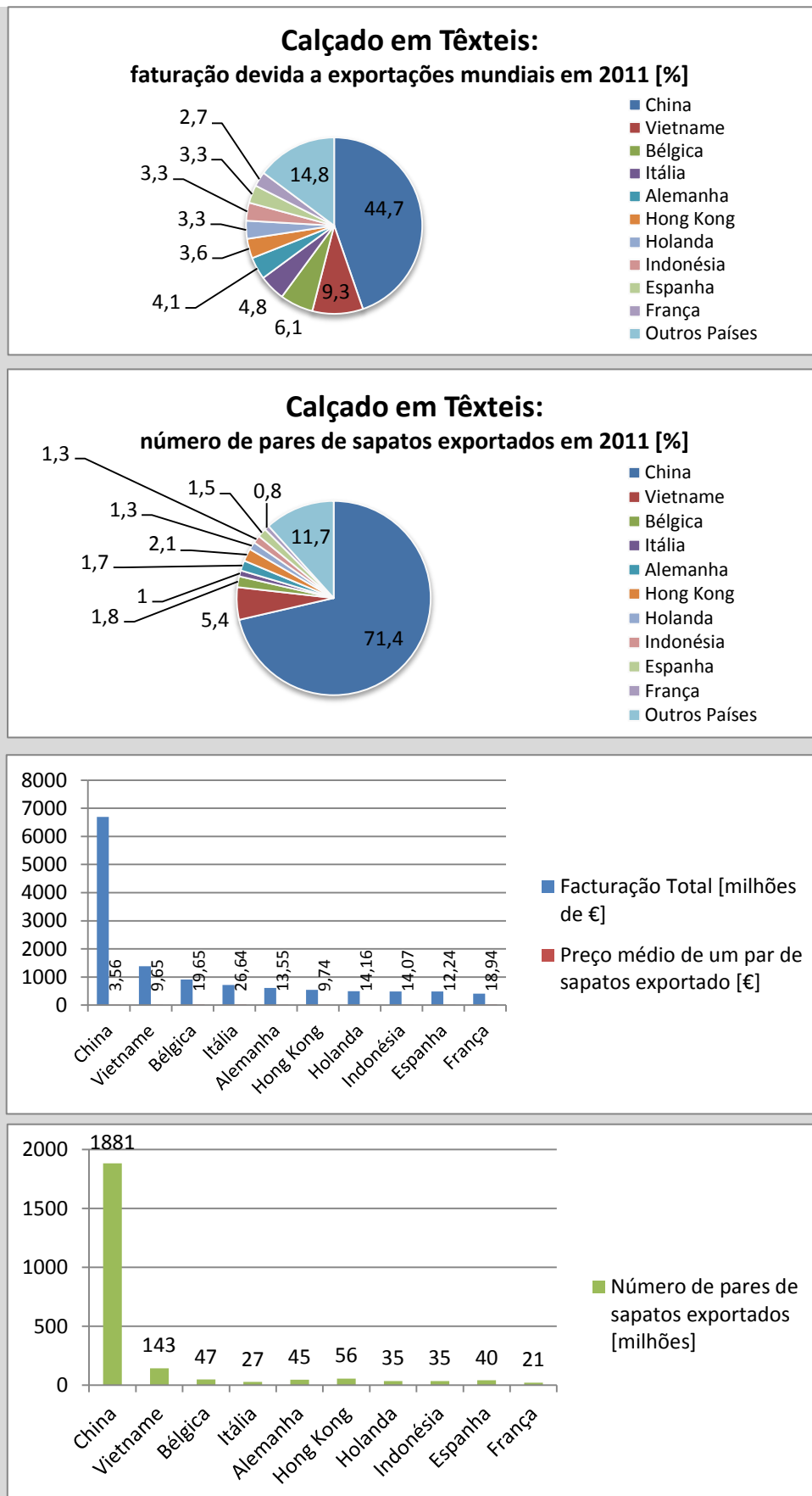


Figura 11- Panorama de exportações de sapatos em têxteis - adaptado de [8].

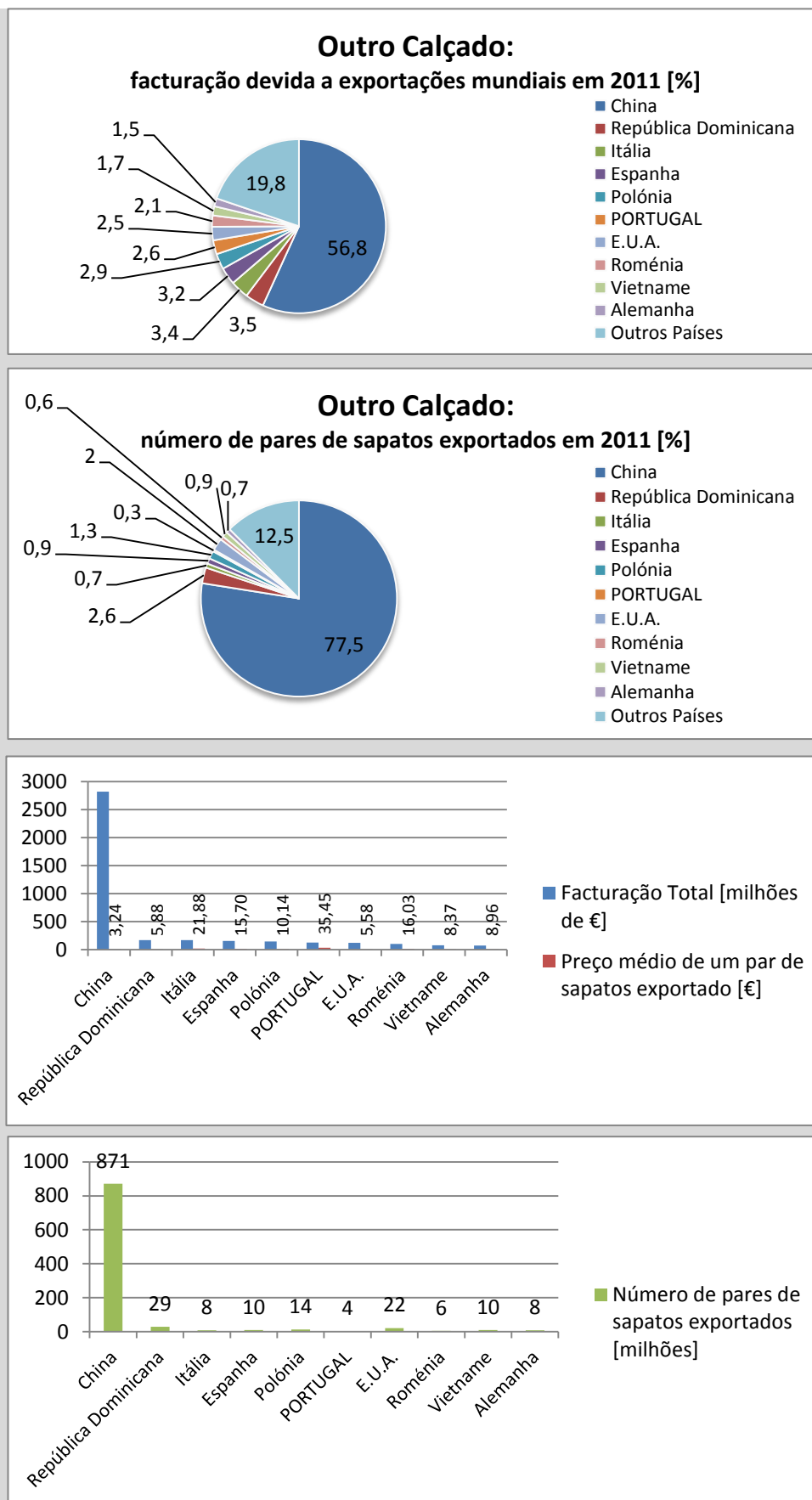


Figura 12 - Panorama de exportações de “outro calçado” - [adaptado de 8].

Convém referir que os diversos tipos de calçado considerados neste estudo estão devidamente catalogados de acordo com o sistema HS (*Harmonized System*, nomenclatura condensada de *Harmonized Commodity Description and Coding System*). Este sistema de codificação, desenvolvido e gerido pela Organização Mundial das Alfândegas (OMA), com sede em Bruxelas, Bélgica, é atualizado a cada 5-6 anos e preocupa-se com a classificação de todos os produtos importados ou exportados. A catalogação ocorre através de códigos compostos, pelo menos, por 6 dígitos, sendo os 4 primeiros aqueles que mais informações fornecem: os dois primeiros algarismos representam o capítulo do documento em que se insere o produto em causa, o terceiro e quarto algarismos correspondem à posição respetiva dentro do capítulo. As transações na indústria do calçado compreendem-se no capítulo 64. Desta forma, temos que o calçado *waterproof*, de plástico e borracha, em pele, em têxteis ou nos restantes materiais, está contido, respetivamente, nos capítulos e subcapítulos designados com os códigos 6401, 6402, 6403, 6404 e 6405. Ainda no mesmo capítulo se incluem as importações e exportações de componentes e acessórios para calçado, como palmilhas removíveis, polainas ou perneiras, sob o código 6406 [10,11].

Atentando nos gráficos das **Figuras 8 a 12** (acima), pode constatar-se que, em regra, o calçado em pele é de todos o mais caro, sendo que os mais baratos pertencem à categoria *waterproof* e/ou são fabricados em plástico e borracha. Outro aspeto a destacar prende-se com o facto de os calçados *waterproof* e produzidos em plástico e borracha serem, respetivamente, os tipos de sapatos menos e mais procurados (os fabricados em plástico e borracha sem propriedades manifestas de impermeabilização são cerca de 60 vezes mais procurados que o calçado *waterproof*). Relativamente ao panorama nacional, constata-se que Portugal é um dos maiores exportadores de calçado *waterproof* (8º no *ranking* mundial), em pele (8º no *ranking* mundial) e “outro tipo de calçado” (6º no *ranking* mundial) [8].

Ainda no que respeita aos valores inerentes à parcela das exportações de calçado, e tendo presente um documento ainda mais atual – *World Footwear 2014 Yearbook (data up to 2013)* – verifica-se que, no ano de 2013, foram exportados cerca de 14.4 mil milhões de pares de sapatos, correspondentes a uma faturação próxima dos 89 mil milhões de euros. Estes valores representam, respetivamente, acréscimos percentuais de 7% e 12% face ao ano de 2012. É ainda mencionado no mesmo documento que na década de 2003-2013 o crescimento verificado no domínio das exportações rondou os 71% no que toca a volume de vendas, e os 143% no que respeita a faturação [9].

Outra parcela fundamental das transações na indústria do calçado diz respeito às importações. Contrariamente ao que sucede no tocante às exportações, lideradas pelo continente asiático, a maioria das importações é realizada pelos países europeus (40%). Este valor tem vindo a decrescer ligeiramente ao longo dos anos (em 2008 atingiu-se o valor máximo de 44%), enquanto as importações por parte de África têm vindo a aumentar. Na **Figura 13** é visível a distribuição geográfica das importações [8]:

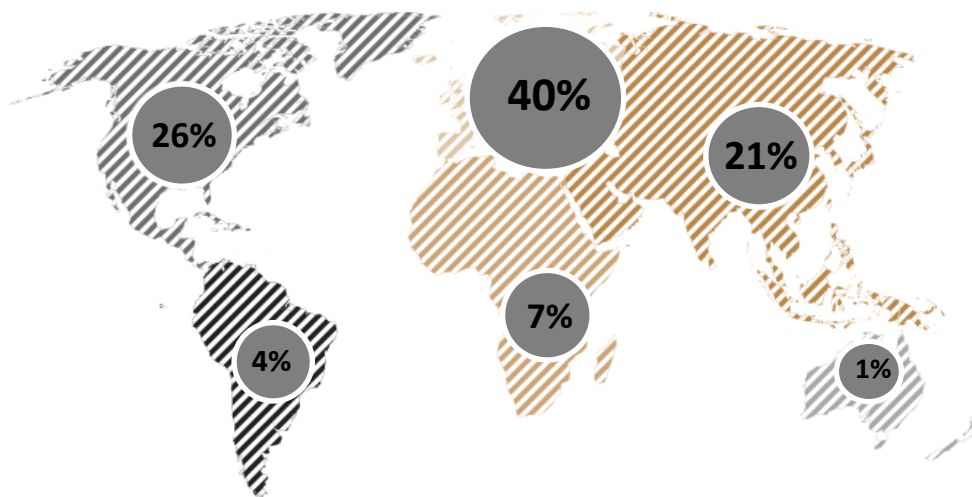


Figura 13 - Distribuição geográfica percentual de importações de calçado - adaptado de [8].

Por sua vez, comparam-se seguidamente os *rankings* de 2011 dos países que mais importaram em volume de vendas (**Tabela 5**) e em faturação total devida a exportação de calçado (**Tabela 6**). É de frisar que, embora a maioria das importações se concentrem na Europa, os Estados Unidos da América são o país que mais importa calçado, sendo o país responsável por mais de 85% das importações da América do Norte [8].

Tabela 5 - Maiores importadores de calçado, em termos de volume de vendas [8].

<i>Ranking</i>	País	Pares de sapatos importados em 2011 [milhões]	Importações mundiais [%]
1	E.U.A.	2 302	22.4
2	Japão	619	6.0
3	Alemanha	593	5.8
4	França	480	4.7
5	Reino Unido	455	4.4
6	Hong Kong	425	4.1
7	Itália	358	3.5
8	Espanha	354	3.4
9	Rússia	256	2.5
10	Holanda	245	2.4
35	Portugal	56	----- ⁴

Tabela 6 - Maiores importadores de calçado, em termos de faturação total [8].

<i>Ranking</i>	País	Faturação devida a importações em 2011 [milhões de €]	Faturação devida a importações [%]
1	E.U.A.	21 547	22.3
2	Alemanha	8 080	8.4
3	França	6 031	6.3
4	Itália	5 248	5.4
5	Reino Unido	4 791	5.0
6	Japão	4 692	4.9
7	Hong Kong	4 496	4.7
8	Rússia	3 652	3.8
9	Holanda	3 212	3.3
10	Espanha	2 759	2.9
29	PORTUGAL	606	----- ⁴

⁴ Dados indisponíveis.

No gráfico da **Figura 14**, pode ver-se o preço médio de um par de sapatos importado por cada um dos 10 países que mais calçado importam:

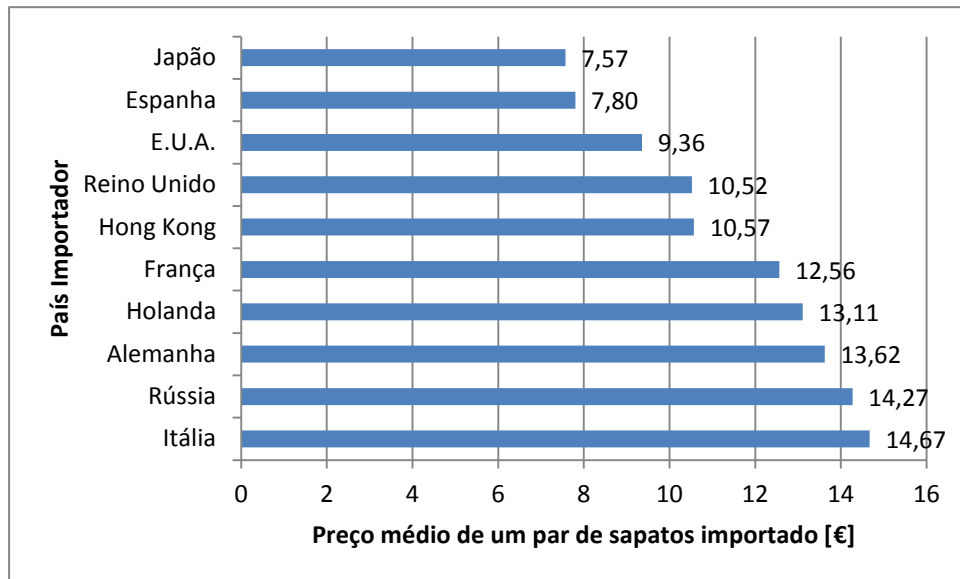


Figura 14 - Países que importam calçado a preços mais elevados e respetivos valores - adaptado de [8].

Do gráfico acima (**Figura 14**) pode extrair-se que, de uma maneira geral, os menores preços de calçado se concentram nos países não-europeus (à exceção da Espanha, cujos valores praticados se situam entre os associados ao Japão e aos Estados Unidos da América) [8].

De acordo com o relatório *World Footwear 2012 Yearbook (data up to 2011)*, Portugal é um dos maiores exportadores de calçado (11º no *ranking* mundial, em termos de faturação) e um dos países cujo calçado se transaciona a valores mais elevados (2º no *ranking* mundial). Quanto ao mercado de importações, Portugal ocupou, no ano de 2011, a 29ª posição do *ranking* mundial. Por outra parte, no que concerne às quantidades produzidas e consumidas de calçado, ocupou, respetivamente, a 22ª e 47ª posições. Estas e outras informações encontram-se condensadas na **Tabela 7** [8].

Tabela 7 - Panorama da indústria do calçado em Portugal (2011) - adaptado de [8].

	Faturação		Quantidade		Preço
	[Milhões de €]	Ranking mundial	[Milhões de pares de sapatos]	Ranking mundial	[€]
Exportações	1 954	11	65	21	29.86
Importações	566.31	29	56	35	10.19
Produção	----		61	22	----
Consumo	----		51	47	----

A partir da **Tabela 7** pode ver-se que Portugal exportou no ano de 2011, em milhões de euros, mais do triplo do montante destinado às importações no mesmo sector. Quanto às quantidades de pares de sapatos exportados e importados, é também visível que se exportaram mais 9 milhões de sapatos do que se importaram. Esta conjugação, aliada a um preço de calçado para exportação mais de 2 vezes superior ao do importado, permite atribuir à indústria portuguesa do sector (cujos maiores produtores se situam no norte do país e em dois grandes centros industriais – os polos de Felgueiras-Guimarães e Santa Maria da Feira-São João da Madeira-Oliveira de Azeméis) um dinamismo e uma eficiência consideráveis [8].

Nos gráficos da **Figura 15** pode constatar-se a evolução do mercado português, nos domínios das exportações e importações, ao longo da década 2001-2011 [8].

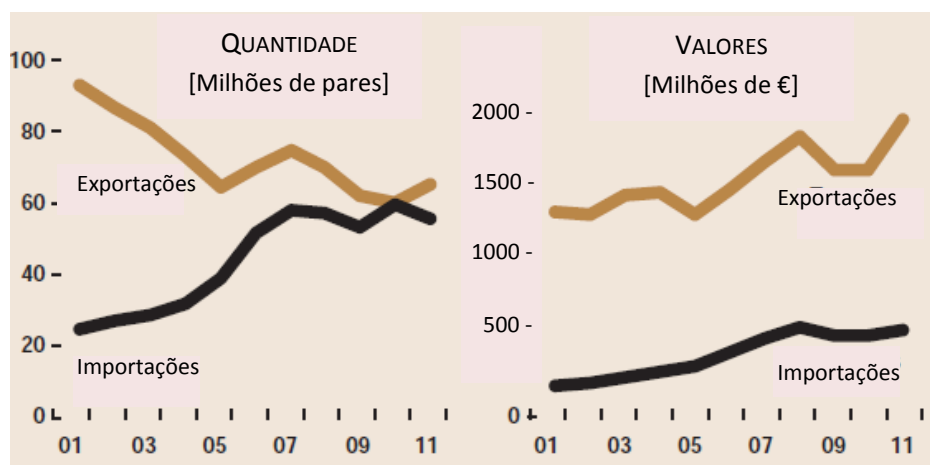


Figura 15 - Evolução nacional das exportações e importações de calçado na década de 2001-2011 - adaptado de [8].

Analisando o gráfico acima (**Figura 15**), denota-se, ao longo dos primeiros anos da década 2001-2011, um decréscimo acentuado das exportações e um crescimento franco das importações. Contudo, a partir de 2010 a situação reverteu-se, implicando um aumento das exportações e uma diminuição da quantidade de sapatos importados. No que toca à faturação, esta tem sido quase sempre crescente ao longo da referida década. Pode ver-se ainda que a faturação advinda das exportações supera largamente o valor gasto com importações, o que resulta da circunstância de Portugal praticar preços de exportação bastante superiores aos que comporta em termos de importações [8].

Portugal exporta maioritariamente para países europeus, entre os quais se destacam França (26% em termos de faturação e 23% em termos de volume de vendas), Alemanha (19% em termos de faturação e 16% em termos de volume de vendas) e Holanda (14% em termos de faturação e 12% em termos de volume de vendas). Importa principalmente a partir de Espanha (44% em termos de faturação e 32% em termos de volume de vendas), China (12% em termos de faturação e 45% em termos de volume de vendas) e Bélgica (11% em termos de faturação e 4% em termos de volume de vendas). Entre 2006 e 2011, verificou-se efetivamente um acentuado crescimento das exportações, em termos económicos, para a Holanda (69%) e Espanha (68%), e um aumento exponencial de importações de calçado chinês (158%). Nos gráficos da **Figura 16** pode ver-se a distribuição percentual em termos de quantidade, relativa a 2011, dos vários tipos de sapatos exportados e importados, por Portugal [8].

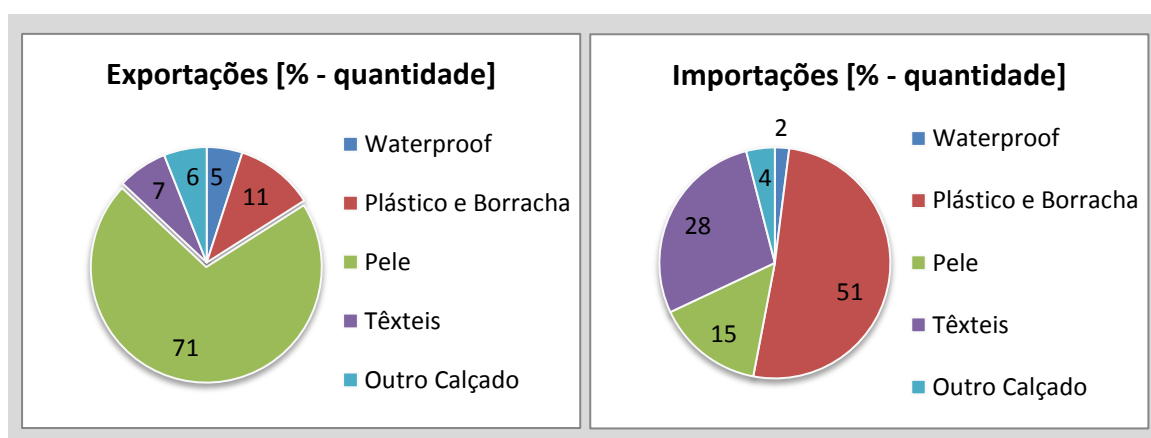


Figura 16 - Distribuição percentual em termos de quantidade dos vários tipos de sapatos exportados e importados por Portugal (2011) - adaptado de [8].

A empresa Klaveness Portugal, visitada por diversas vezes no decurso da realização da presente dissertação, tem apresentado resultados (em termos de faturação proveniente de vendas) crescentes ao longo da década 2003-2013, tendo apenas refletido uma pequena quebra no ano 2006. Na **Tabela 8** e no gráfico da **Figura 17** pode ver-se a evolução registada em termos de faturação [7].

Tabela 8 - Faturação resultante de vendas da Klaveness Portugal na década 2003-2013 - adaptado de [7].

Ano	Faturação (em termos de vendas) [€]	Variação [%]
2003	2 989 197	-----
2004	3 782 936	26.55
2005	4 015 994	6.16
2006	3 708 270	-7.66
2007	4 571 485	23.28
2008	4 948 560	8.25
2009	5 014 350	1.33
2010	6 012 777	19.91
2011	6 595 853	9.70
2012	6 739 281	2.17
2013	7 212 211	7.02

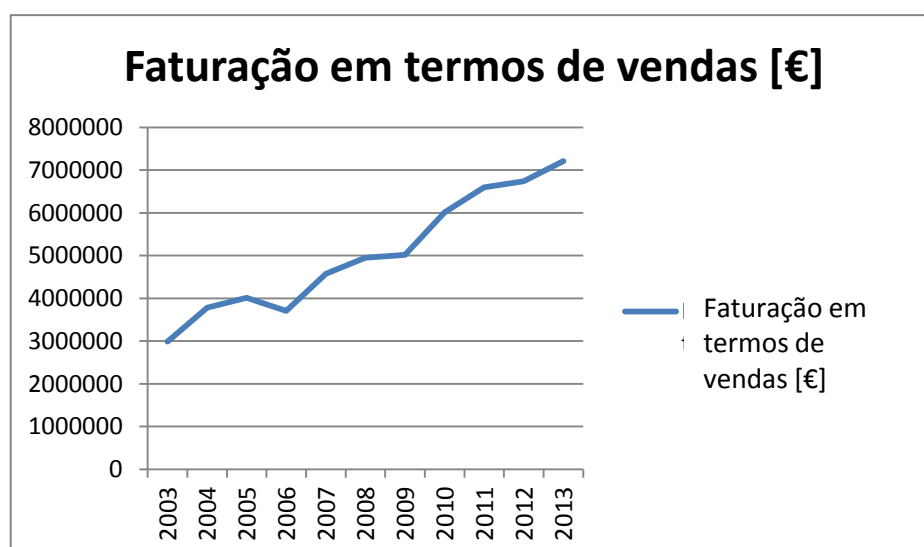


Figura 17 - Evolução da faturação em termos de vendas da Klaveness Portugal na década 2003-2013 - adaptado de [8].

Atentando na informação constante deste capítulo observa-se que Portugal é uma presença marcante no sector do calçado, nomeadamente, na área da produção e exportação. Assim, e interpretando os dados respeitantes à faturação da Klaveness Portugal durante a década de 2003-2013 (**Tabela 8** e **Figura 17**), pode prever-se que a indústria nacional do calçado continuará a crescer, podendo, eventualmente, adotar o uso de novas tecnologias, entre as quais se destaca a Impressão 3D.

Embora a informação constante deste capítulo englobe todo o tipo de calçado produzido, não existem estudos que se debrucem apenas sobre o calçado ortopédico ou adaptado, porventura, por este ser comercializado em menores quantidades e de classificação complexa pela sua grande variedade geométrica e estrutural. No capítulo seguinte (*Capítulo 4 – A Paralisia Cerebral*), podem conhecer-se então as principais características associadas à paralisia cerebral, o que permitirá compreender muitas das adaptações a que os sapatos especiais são sujeitos.

CAPÍTULO 4 - A PARALISIA CEREBRAL

4.1. PARALISIA CEREBRAL: UMA VISÃO GERAL

A paralisia cerebral é uma patologia que afeta 2 em 1000 crianças (a nível mundial), sendo o problema de desenvolvimento infantil mais frequente. Resultante de uma lesão do sistema nervoso central, pode ter origem em anomalias genéticas ou cromossómicas (responsáveis por 2-5% dos casos observados), erros metabólicos (5%), asfixia e outras adversidades no momento e/ou decorrentes do parto (como hemorragias, deficiência na oxigenação cerebral ou icterícia neonatal grave – 9%), infeções (5-10%), episódios isquémicos intrauterinos (5-10%) e má formação cerebral congénita (5-10%). Não obstante, as causas mais frequentes são o nascimento prematuro (responsável por 35-40% dos casos) ou fatores vários de origem materna (como disfunções na tiroide, pré-eclampsia, problemas inerentes à placenta ou gravidez múltipla – 22.5%). Importa ainda referir que, quando se trata de um nascimento prematuro, a probabilidade de o recém-nascido ser portador de paralisia cerebral cresce ativamente com o grau de prematuridade; de modo exemplificativo, se o parto ocorrer antes das 28 semanas de gestação, a probabilidade do recém-nascido manifestar a doença ronda os 10%; se o nascimento ocorrer entre as 28-31 semanas e 31-37 semanas, aquela probabilidade desce para 5% e 0.7%, respetivamente. Podendo então ter origem antes, durante ou após o nascimento da criança, a paralisia cerebral revela-se uma patologia não progressiva, mas engloba um grupo de desordens relacionadas, na maioria das vezes, com dificuldades de controlo de movimentos e postura. Em situações mais graves, os indivíduos com paralisia cerebral podem apresentar problemas de cognição, comunicação, perceção, atenção, concentração e/ou epilepsia, entre outros, conforme se pode observar a partir do esquema da **Figura 18 [12,13,14]**.

ALGUMAS MANIFESTAÇÕES DA PARALISIA CEREBRAL					
DOR	DIFICULDADES INTELLECTUAIS	PARAPLEGIA	DESLOCAMENTO DA ANCA	DIFICULDADES NA ORALIDADE	EPILEPSIA
					
3 EM 4	1 EM 2	1 EM 3	1 EM 3	1 EM 4	1 EM 4
TRANSTORNOS COMPORTAMENTAIS	INCONTINÊNCIA URINÁRIA	DESORDEM DE SONO	CEGUEIRA	ALIMENTAÇÃO POR VIA NÃO-ORAL	SURDEZ
					
1 EM 4	1 EM 4	1 EM 5	1 EM 10	1 EM 15	1 EM 25

Figura 18 - Problemas frequentemente detetados em pessoas com paralisia cerebral - adaptado de [14].

O quadro de clínico de um indivíduo portador de paralisia cerebral é bastante diverso, dependendo da intensidade dos efeitos da patologia [12].

As formas mais frequentes de paralisia cerebral são dos tipos Espástica, Distonia ou Ataxia, podendo ainda ocorrer a combinação dos diversos estados sintomáticos. A vertente Espástica caracteriza-se por um aumento de tonicidade e rigidez musculares (hipertonia) devido a uma lesão no córtex ou nas zonas que se lhe associam, podendo restringir os seus efeitos a um único lado do corpo (sendo o braço geralmente mais afetado – hemiplegia), a todos os membros superiores e inferiores e ainda cabeça e pescoço (pentaplegia), a todos os membros superiores e inferiores (tetraplegia, se todos os membros são uniformemente afetados; ou diplegia, se as pernas são mais afetadas que os braços), a 3 dos membros corporais (usualmente os 2 braços e uma das pernas – triplegia) ou a um único membro corporal (geralmente um braço – monoplegia). No que respeita à Distonia, denotam-se principalmente a realização de movimentos de modo involuntário e problemas relacionados com a motricidade fina; nesta forma de paralisia cerebral, devida a anomalia do sistema extrapiramidal, a tonicidade muscular é bastante variável, podendo encontrar-se indivíduos que apresentam elevada rigidez muscular e pessoas cuja rigidez muscular é baixa. Por sua vez, a Ataxia está associada a uma lesão no cerebelo ou nas vias cerebelosas, pressupondo baixa tonicidade muscular (hipotonia), descontrolo acentuado na coordenação de movimentos, dificuldades no equilíbrio corporal e problemas de índole visual e auditiva. Nas **Figuras 19 e 20**,

podem ver-se respetivamente as relações entre cada tipo de paralisia cerebral e as diferentes zonas do cérebro, e a prevalência de cada um dos tipos de paralisia cerebral [12,15].



Figura 19 - Correspondência entre região do cérebro e tipo de paralisia cerebral - adaptado de [15].

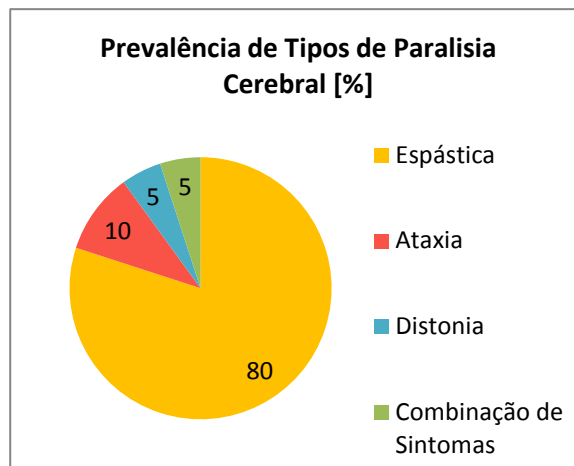


Figura 20 - Prevalência de tipos de paralisia cerebral - adaptado de [15].

O Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (*Gross Motor Function Classification System* – GMFCS) foi desenvolvido inicialmente em 1997 por investigadores do *CanChild Centre for Childhood Disability Research Institute for Applied Health Sciences*, McMaster University, Canadá, enquanto método universal de avaliação das capacidades de movimentação voluntária de crianças com paralisia cerebral até estas completarem 12 anos, tendo sido ampliado em 2007, por forma a estender a referida análise até aos 18 anos de idade. O GMFCS ocupa-se de incluir cada portador de paralisia cerebral numa das 5 categorias, cujas especificações podem ser consultadas na **Tabela 9** [16].

Tabela 9 - Classificação segundo GMFCS [16].

Categoria	Especificações
I	Anda sem limitações
II	Anda com limitações
III	Anda utilizando um dispositivo manual de mobilidade (bengalas, muletas e andarilhos, anteriores e/ou posteriores)
IV	Auto-mobilidade com limitações; pode utilizar mobilidade motorizada
V	Transportado em cadeira de rodas manual

Segundo este sistema, no caso de se estar perante um caso de hemiplegia, apenas 1% dos portadores de paralisia cerebral se inserirão nas categorias IV ou V. Por sua vez, no caso da diplegia, 2% dos pacientes terão de utilizar dispositivos de mobilidade motorizada (como uma cadeira de rodas elétrica) ou serem transportados em cadeira de rodas manual, por não conseguirem controlar devidamente o *joystick* de comando. No que concerne à tetraplegia, a categorização dos jovens difere muito ligeiramente consoante o tipo de paralisia cerebral; porém, pode dizer-se que cerca de 75% dos pacientes serão contabilizados nas categorias IV ou V [14,16].

Pese embora todas as dificuldades de movimentação, estima-se que a maioria das pessoas portadoras de paralisia cerebral consigam caminhar ainda em criança, sendo que 60% conseguirão fazê-lo de forma independente e 10% recorrerão ao auxílio de muletas, andarilhos ou outros dispositivos de mobilidade manual, graças ao contributo de terapias e, muitas vezes, intervenções cirúrgicas; apenas 30% terão de se movimentar com recurso a cadeira de rodas, elétrica ou tradicional [14].

4.2. OS MEMBROS INFERIORES E A MARCHA NA PARALISIA CEREBRAL

A mobilidade fácil dos membros inferiores é frequentemente condicionada no domínio da paralisia cerebral. Os principais problemas verificados nestes membros corporais são a torção tibial, valgismo do tornozelo, deformações de origem valga ou vara, metatarsalgia e outras anomalias no antepé e dedos dos pés [17].

A classificação dos diferentes tipos de pé é um assunto já há muito debatido pelos médicos e podólogos pela dificuldade inerente a esta atividade. Embora exista bastante controvérsia em torno de qual o método de avaliação mais eficaz, é usual proceder-se a inspeção visual, recorrer-se a dados antropométricos, analisar-se radiografias e a impressão do pé (negativo) sobre caixa de espuma ou outro material. Contudo, o ideal será adotar-se uma técnica de classificação que englobe a medição das diversas dimensões do pé, atentando no alinhamento de articulações e estruturas verificado em situações de dinâmica, conforme defendido no estudo *Foot type classification: a critical review of current methods*, de Mohsen Razeghi *et al.* [18].

Os principais tipos de pé observados em pessoas com paralisia cerebral designam-se por pé equino (**Figura 21 a**)), pé equinoplanovalgo (**Figura 21 b**)) e pé equinocavovaro (**Figura**

21 c)). Efetivamente, o fator equino é comum à maioria dos pés destes utilizadores, havendo frequentemente uma sobrecarga na zona do antepé, fruto da dificuldade do pé tocar o solo durante a marcha. No caso do modelo de pé equinoplanovalgo, este apresenta as características do pé equino e associa-se também à marcha em pronação; são evidentes ainda os tecidos particularmente moles e o pé chato, podendo estar relacionado com a Ataxia. Por sua vez, no caso do pé equinocavovaro, ao fator equino acresce a marcha em supinação e uma morfologia de pé cava. Estes fatores estão frequentemente relacionados com os arcos – longitudinal e transversal – do pé (**Figura 22**) [19].

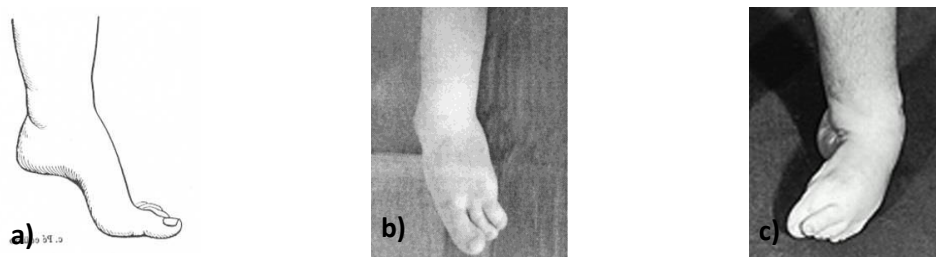


Figura 21 - Principais tipos de pé registados no domínio da paralisia cerebral - **adaptado de [20,21,22]**.

* as imagens acima referem-se todas elas ao membro inferior esquerdo.

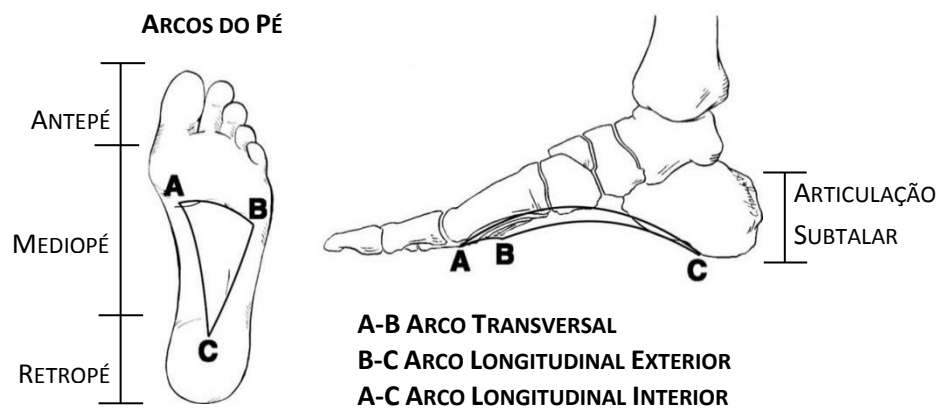


Figura 22 - Arcos longitudinais e transversal e partes do pé - **adaptado de [23]**.

Ainda relativamente aos vários tipos de pé associados à ocorrência de paralisia cerebral, sabe-se que um dos problemas recorrentes se prende com a manifestação de metatarsalgia, que resulta em dor, provocada pela inflamação das diversas cabeças do metatarso (**Figura 23**) [24].



Figura 23 - Metatarsalgia - adaptado de [25,26].

Efetivamente, o quadro clínico, em termos de membros inferiores e processamento da marcha de pessoas com paralisia cerebral, é bastante diversificado. Contudo, os problemas acima mencionados revelam-se os mais frequentes. No subcapítulo 5.2.2. *Especificações do Calçado Ortopédico* podem observar-se as implementações, no que concerne ao calçado, mais adotadas por forma a solucionar ou minimizar o impacto nefasto das diversas manifestações da patologia abordadas.

CAPÍTULO 5 - O FABRICO DE CALÇADO

5.1. CONTEXTUALIZAÇÃO INTRODUTÓRIA

O universo do calçado tem sofrido incontáveis desenvolvimentos, particularmente nos últimos 30 anos. Porém, a análise de pinturas rupestres em território espanhol permitiu detetar que, há cerca de 15 000 anos, o ser humano já se servia da pele dos animais para cobrir e proteger os pés. Outras descobertas arqueológicas nos Alpes indicam que, há 5 000 anos, os *ice-men* utilizavam sapatos que combinavam pele e palha para um maior conforto térmico (Figura 24) [27,28].



Figura 24 - Sapato de palha descoberto nos Alpes em investigação arqueológica [29].

Segundo Benno M. Nigg *et al.*, no relatório *Footwear Research – Past, Present and Future* (2005), a indústria do calçado sofreu o seu maior impulsionamento cerca de 1970, devido ao crescente interesse por atividades desportivas, que obrigou ao desenvolvimento mais cuidado de sapatos, nos parâmetros da estrutura e *design*. Por esta altura, surgiam os primeiros estudos de engenharia relacionados com sapatos, analisando-se toda a cinemática dos membros inferiores, as forças externas e internas, os aspetos energéticos associados a marcha e corrida, e a relação entre várias variáveis biomecânicas e a ocorrência de lesões. Embora alguns destes estudos se direcionassem mais para o calçado de corrida, as ilações retiradas eram extrapoláveis para qualquer tipo de sapato, pelo que assumiram relevo fundamental para a definição, nomeadamente, de conceitos como almofadamento e acondicionamento do pé ou controlo do movimento e impacto do calcanhar ao embater no solo. Contudo, os resultados destes estudos nem sempre foram corretamente interpretados, conduzindo ao aparecimento de novas lesões, como a eversão/inversão do pé, principalmente em utilizadores de sapatos desportivos; isto poderia dever-se, por exemplo, à construção de

calçado com solas excessivamente duras ou à utilização de estabilizadores rígidos na zona do tornozelo [28].

Entre 1995 e 2005, modificaram-se alguns dos conceitos definidores de um bom calçado. De uma forma geral, pode afirmar-se que os testes de suporte aos estudos começaram também a ser efetuados na prática e recorrendo a programas de simulação que tinham por base metodologias como a Análise de Distribuição de Pressão, Análise de *Wavelet* para dados de Eletromiografia ou Análise de Componentes Principais; permitia-se assim avaliar a satisfação dos próprios utilizadores, bem como verificar, do ponto de vista de saúde, os benefícios e malefícios decorrentes do uso de um sapato específico. Além disso, alteraram-se alguns dos paradigmas anteriores, designadamente relacionados com a situação de impacto e a eversão/pronação do pé, coincidindo na ideia de que um sapato menos rígido e quiçá mais “instável” poderia trazer vantagens, na medida em que seria mais confortáveis e permitiria um melhor movimento do pé [28].

Muito embora o relatório analisado remonte já a 2005, foi previsto por Benno M. Nigg *et al.* que, entre 2005 e 2015, o universo do calçado sofreria mais uma profunda revolução, sem que pudesse prever-se com certeza o rumo que este viria a tomar. Os principais eixos de desenvolvimento futuro referidos no relatório *Footwear Research – Past, Present and Future* (2005) apontam no sentido de que o calçado tenderá a evoluir em conformidade com o estudo dos movimentos do pé, tanto sob o ponto de vista mecânico como biológico. São assim indicados como vantajosos estudos que permitam analisar as consequências da frequência dos sinais de *input* (forças), relacionar através de variáveis os conceitos cinemática, cinética e o desenvolvimento de lesões, implementar marcadores biológicos que permitam controlar as modificações bioquímicas durante a marcha ou corrida, sendo mesmo sugerido o aparecimento de calçado inteligente que se adapte automaticamente às necessidades de cada utilizador [28].

Ao longo dos anos, a técnica de construção de sapatos e a panóplia de materiais utilizados sofreram efetivamente uma evolução incrível. No entanto, diversos aspetos permanecem em voga, nomeadamente a aplicação de solas em plataforma (mais ou menos elevadas), introduzidas em meados dos anos 70 do século XX, e o uso continuado de peles, justificado pelas suas excelentes características nos planos do aspeto visual, da resistência e da permissão de respiração do pé.

5.2. MORFOLOGIA DO CALÇADO E ESPECIFICAÇÕES DO CALÇADO ORTOPÉDICO

5.2.1. MORFOLOGIA DO CALÇADO

O calçado comum e o calçado ortopédico são, na maioria das vezes, constituídos pelos mesmos componentes. Porém, neste último caso, o sapato é normalmente adaptado por forma a satisfazer as necessidades dos utilizadores. Na **Figura 25** podem ver-se os principais componentes de um sapato genérico:

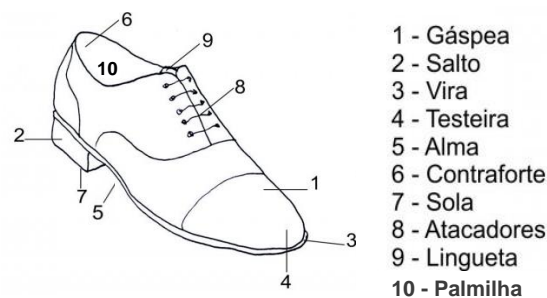


Figura 25 - Componentes de um sapato genérico - adaptado de [30].

Embora os componentes representados na **Figura 25** tenham funções de extraordinária importância, a forma que lhe dá origem é o elemento mais relevante na construção do sapato, já que lhe confere toda a forma e permite a correta interligação das diversas partes [31].

5.2.2. ESPECIFICAÇÕES DO CALÇADO ORTOPÉDICO

5.2.2.1. EM TERMOS MORFOLÓGICOS

O calçado ortopédico é, quando possível, adaptado a partir de um sapato genérico. Ocorrendo impossibilidade, pode ser construído a partir de uma forma individual e, em último recurso, terá mesmo que ser concebido totalmente de raiz. No caso específico da empresa Klaveness, fala-se, respetivamente, das gamas de calçado FIA, OAS e OIL [7].

A adaptação de calçado comum oferece múltiplas vantagens, dado que torna todo o processo menos dispendioso para a empresa, o que se reflete também no preço de venda dos sapatos. Além disso, permite poupar tempo, pois é mais fácil reajustar um sapato que construí-lo de origem. Esta modalidade possibilita também determinar de forma mais eficaz as

modificações concretas a fazer para um utilizador específico, antes de criar um sapato customizado; funciona então como uma espécie de meio de diagnóstico. Não obstante, quer se trate de adaptação a partir de um sapato comum, quer se trate de construção de raiz, os objetivos de todo o calçado ortopédico passam por melhorar a distribuição de forças (e esforços), melhorar a estabilidade, acomodar deformações e áreas de maior pressão, aliviando assim a dor [32].

O *workshop* realizado no início do projeto *RitaRedShoes.cerebralpalsy.designproject* permitiu o contacto direto com portadores de paralisia cerebral e profissionais de saúde, como fisioterapeutas e ortopedistas. Assim, aferiram-se os principais requisitos a respeitar pelo calçado ortopédico para pessoas com paralisia cerebral: o contraforte deverá ser consideravelmente rígido, por forma a contrariar certos movimentos indesejados e “endireitar” a marcha; o calçado deve conferir suporte lateral suficiente, conforme o pé seja valgo ou varo, podendo o apoio ser dado conjuntamente pela palmilha e contraforte; a sola, que não deverá ser muito mole, não deve ser totalmente rasa, tendo cerca de 2-3 cm de espessura; os materiais utilizados devem permitir uma eficiente respiração da pele; o sapato deve ser calçado e descalçado com facilidade.

Como anteriormente referido, os portadores de paralisia cerebral podem apresentar pés manifestamente diferentes, sendo que o fator equino é o mais recorrente. Este representa-se por uma dificuldade em tocar com o calcanhar no solo e deve-se a um aperto excessivo do tendão de Aquiles ou do géméo. Assim, por norma, a correção aplicada passa por inserir um bloco de espuma com uma espessura considerável na zona do calcanhar. Quando todo o pé e a palmilha com a espuma extra coincidirem, a distribuição de pressão é ótima, aliviando-se principalmente a parte do antepé e as cabeças do metatarso. O efeito de pressão excessiva na zona do metatarso pode conduzir a uma metatarsalgia. A dor associada à metatarsalgia pode dever-se a capsulite adesiva das cabeças do metatarso, inflamação dos ligamentos, nervos e tecidos moles, exostose ou microfratura dos ossos do metatarso, e pode ser agravada pelo uso de calçado inadequado. A título de exemplo, a conceção de uma forma cuja base do calcanhar é demasiado convexa pode despoletar o aparecimento de metatarsalgia. Além disto, também o uso de solas de pele pode gerar inflamações e dor, devendo ser preferidas, neste caso, as solas de borracha. A metatarsalgia está muitas vezes relacionada com a pronação associada a pés cavos, embora possa ocorrer em qualquer outro paradigma de pé, como os planos, desde que ocorra um sobre-esforço da região plantar do antepé. No caso da inflamação dos ligamentos e nervos, esta pode ser minimizada pelo uso de

palmilhas em que os dois arcos do pé – longitudinal e transversal – permanecem na posição adequada, o que, muitas vezes, só é possível devido ao uso de ortóteses ou através de cirurgia, podendo até nunca ser possível orientar devidamente os dois arcos [32,33,34,35].

Em termos de implementações ao nível do sapato, a metatarsalgia requer habitualmente uma sola do género *rocker* (**Figura 26**), a nível externo, e uma almofada de aplicação de colocação no interior do calçado, na zona das cabeças do metatarso, que ajuda a mantê-las afastadas, reduzindo a probabilidade de inflamação dos nervos (**Figura 27**), a nível do interior [32,33].



Figura 26 - Sapato com sola *rocker* [36].



Figura 27 - Inserto em palmilha [33].

No que toca aos pés planos ou cavos, cujo arco longitudinal se encontra, respetivamente, mais e menos horizontal (**Figura 28**), estes são avaliados por um equipamento denominado por Dynagait. Embora seja relativamente fácil detetar visualmente se um pé é plano, normal ou cavo, com o Dynagait é possível verificar, com exatidão, o grau de deformação do pé em termos de posicionamento do arco longitudinal. Por exemplo, se ao calcar a plataforma do equipamento, não houver contacto entre a sua zona central e a parte do mediopé, então o pé será cavo, conforme é observável a partir da **Figura 29**.

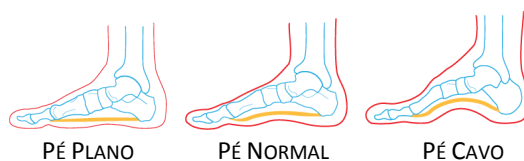


Figura 28 - Pés plano, normal e cavo: orientação do arco longitudinal - adaptado de [37].



Figura 29 - Pé cavo em Dynagait [33].

O fator plano está geralmente associado a um relaxamento muscular acentuado. Neste tipo de pé, o arco longitudinal exhibe-se quase de forma horizontal e é visível um desvio da articulação subtalar face à sua posição normal (mais central). Este desvio reflete-se em pronação. O uso de ortóteses é amiúde prescrito pelo médico mas, por vezes, a utilização de palmilhas adequadas pode já trazer benefícios, auxiliando na rotação do calcanhar e alinhando a articulação subtalar. Para garantir o máximo conforto, todo o sapato deve ser mais largo na zona do mediopé; a título exemplificativo, pode ser vantajosa a utilização de solas do tipo *Thomas Heel* (**Figura 30**). Além disso, em termos de calçado, o contraforte deve ser lateralmente mais extenso, abraçando, pelo menos, as zonas do retropé e mediopé. Se forem prescritas ortóteses, recomenda-se a utilização de solas com maior espessura [32].



Figura 30 - Sola *Thomas Heel* [32].

No que concerne aos pés com características de cavo (ver **Figura 28**, acima), estes podem encontrar-se em pessoas com flacidez ou rigidez muscular. Se o pé for do tipo cavo e não se verificar particular rigidez muscular, deve começar-se por desenhar uma forma que contabilize um proeminente peito do pé, em termos de altura, mas que não seja demasiado larga na referida zona. Além disso, para contornar este problema é recomendada a utilização de palmilhas semirrígidas ou rígidas, para conservar o pé na posição ideal, bem como o uso de contraforte rígido. Se, por outro lado, o pé for do tipo cavo e denotar rigidez muscular acentuada, deve apostar-se num bom almofadamento, escolhendo materiais suaves e que envolvam convenientemente o dito pé, para suportar bem toda a estrutura anatómica. No caso da palmilha, esta deve ser mais espessa na zona do mediopé, para conferir suporte ao arco longitudinal e aliviar a pressão sobre as cabeças do metatarso (o que pode ocasionar

metatarsalgia). Nesta situação, a sola deve ainda ser construída num material com alta capacidade de absorção de choques e impacto [33].

As pessoas portadoras de paralisia cerebral possuem também frequentemente pés valgos ou varos, associados, respetivamente, à marcha em pronatação e supinação. O valgismo deve-se normalmente a um desvio dos ossos da tibia para o interior da perna, fazendo com que ambos os membros inferiores façam entre si uma espécie de X, potenciando-se o contacto entre os joelhos (**Figura 31**), o que naturalmente causa dor e desconforto. Além dos efeitos a nível dos joelhos, o padrão de distribuição de pressão não é uniforme, havendo uma sobrecarga na zona interna do pé, já que este sofre, pela ação dos joelhos, uma rotação para o interior [33].

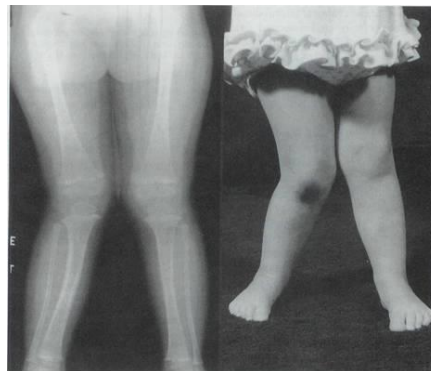


Figura 31 - Desvio da tibia e pronatação [33].

Para este tipo de problema, a forma que define estruturalmente o sapato não deverá ser demasiado estreita na zona do mediopé, o que poderia agravar ainda mais a instabilidade do pé durante a marcha e mesmo quando parado. No que toca ao contraforte, este deve ser mais extenso na zona interior do pé, de modo a contrariar a tendência natural que este apresenta, em rodar lateralmente para o interior, levando a que todo o peso corporal fique apoiado sobre uma área menor e de contornos instáveis. À semelhança do que acontece no pé plano, o uso de solas *Thomas Heel* pode auxiliar a marcha, por assegurar maior espaço para acomodação do pé. Outra das implementações frequentes passa por colocar cunhas na sola ou sola intermédia para corrigir a marcha, conforme se evidencia na **Figura 32** [32,33].

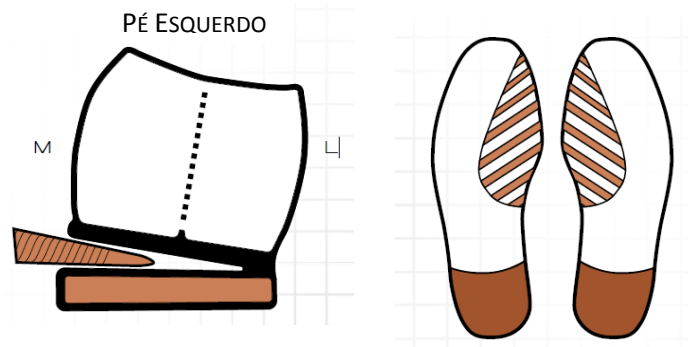


Figura 32 - Cunha para controlo da pronação - **adaptado [32]**.

Noutra situação diferente, se aquando da junção lateral dos pés se verificar que existe um espaçamento entre os joelhos igual ou superior a 1 cm, considera-se varismo, estando a distribuição de pressão concentrada na zona externa do pé (**Figura 33**) [33].



Figura 33 - Varismo [33].

De modo a minimizar as dores nas articulações do joelho, prevenir o aparecimento ou agravamento de artroses e diminuir os efeitos do momento torsor ao nível do joelho, aconselha-se a colocação de cunhas com cerca de 5° de inclinação (**Figura 34**), entre as 4ª e 5ª cabeças do metatarso, além de uma palmilha com a espessura mínima que permita elevar minimamente o arco longitudinal interior, por forma a evitar fascites plantares, resultantes do esforço permanente sobre a zona lateral exterior do pé. Embora nos outros casos abordados seja preferível ter um contraforte rígido e alto, no caso do pé varo este não deve ser tão rígido nem tão alto como, por exemplo, no caso do pé valgo (sendo, no entanto, mais rígido e alto

que no caso de um sapato comum). Este deve estender-se pela parte externa do pé, a fim de conferir algum suporte lateral e contrariar a supinação. Assim, a forma que origina a estrutura do pé não deve conter uma zona do calcanhar muito alta, para que se diminuam os efeitos do momento torsor na região dos joelhos. Outra forma de assegurar conforto e minimizar os efeitos das forças de reação com o solo, passa por produzir (pelo menos) a zona intermédia da sola (mediopé), num material flexível, como seja a borracha. O uso de solas constituídas por materiais de dureza distinta e com maior capacidade para absorver o impacto na região do mediopé pode também mostrar-se vantajoso, como meio de reduzir os esforços de compressão a transmitir às articulações do joelho [33].

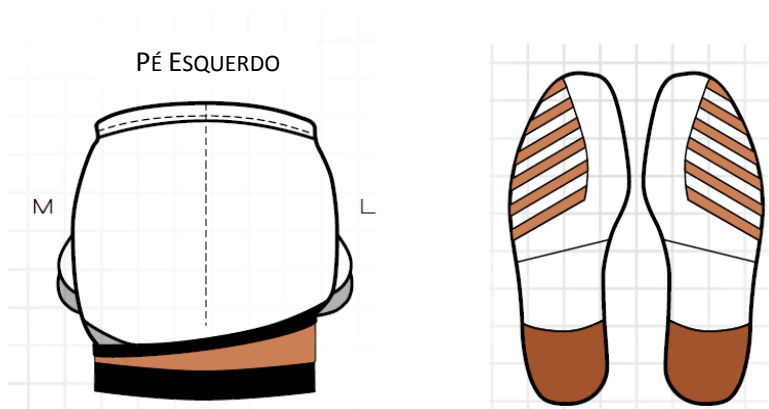


Figura 34 - Cunha para controlo da supinação - adaptado de [32].

Os tipos de pé mais recorrentes em pessoas portadoras de paralisia cerebral são os pés equino, equinoplanovalgo e equinocavovaro. Assim, o calçado para cada um destes modelos de pé (e outros) deve integrar na sua construção a combinação das adaptações acima explicitadas [27].

5.2.2.2. EM TERMOS DE MATERIAIS

A conceção de calçado ortopédico adequado só é possível se forem selecionados os materiais certos para o seu fabrico.

No que toca ao exterior do sapato, as visitas à Klaveness permitiram concluir que a pele continua a ser o melhor material, em termos de qualidade (acabamento e durabilidade) e respiração da pele do pé. A pele de melhor qualidade é a de vitela embora seja bastante

dispendiosa. Outros tipos de pele utilizados são as de bezerro e cabra, sendo esta última particularmente sensível e muito fina.

Por sua vez, as solas dos sapatos ortopédicos, nomeadamente os desenvolvidos para pessoas com paralisia cerebral, são feitas em borracha termoplástica (TR). As solas podem também ser concebidas em materiais como poliuretano (PU), poliuretano termoplástico (TPU) ou policloreto de vinilo (PVC) [38].

As palmilhas, originariamente fabricadas em materiais metálicos, madeira e pele, são um dos principais responsáveis pelo bom acondicionamento do pé dentro do sapato. Atualmente produzidas em materiais como espumas poliméricas, polímeros celulares, materiais de origem natural, compósitos e materiais rígidos, são concebidas com diversos objetivos, entre os quais se destacam: conferir um bom suporte estrutural, controlar problemas na marcha através da retificação da posição do pé, auxiliar na distribuição uniforme de pressão, reduzir os efeitos nefastos do impacto, minimizar os efeitos negativos do atrito resultante do contacto entre o pé e a palmilha, prevenir a formação de úlceras e oclusões sanguíneas (através da redução dos esforços de corte) e garantir o máximo conforto [33].

No caso das palmilhas feitas em espumas poliméricas, os materiais mais utilizados são a espuma de latex e o Neoprene. Estes materiais têm como principal objetivo permitir um alívio da dor e diminuir a possibilidade de desenvolvimento de úlceras, feridas e outros traumatismos, já que são materiais pouco rígidos ($E_{\text{espuma de latex}} = 1.2\text{-}2.1 \text{ MPa}$ e $E_{\text{Neoprene}} = 1.65\text{-}2.1 \text{ MPa}$ – dados CES Edupack; geralmente utilizados nas palmilhas de acabamento e conforto). A espuma de latex (origem natural) é facilmente conformável, mas degrada-se facilmente com o tempo, pelo que deverá ser substituída quando perder as suas características originais. Por sua vez, o Neoprene – tipo de borracha sintética obtida a partir do policloropreno – pode surgir sob a forma de espuma de células fechadas (*trademark* Spenco®), mais frequente, ou abertas (*trademark* Lynco®), mais raramente. As espumas de Neoprene são selecionadas pelo seu poder de minimização dos efeitos negativos resultantes da fricção entre o pé e a palmilha e por terem alta capacidade de absorção de choques, sendo, no entanto, menos competitivas no que toca a permitir a saudável respiração da pele do pé, fazendo-o também aquecer facilmente. Nas **Figuras 35 e 36** podem ver-se palmilhas em espumas de latex e Neoprene [33].



Figura 35 - Palmilha em espuma de latex [39].



Figura 36 - Palmilha Spenco® [40].

Os polímeros celulares são também muito utilizados na área das palmilhas. Fabricados a partir de materiais como polipropileno (PP), polietileno (PE – *trademarks* Plastazote®, Pelite®, Aliplast®), espuma vinílica acetinada (EVA), poliuretano (PU), policloreto de vinilo (PVC – *trademark* Dynafoam®) ou poliuretano segmentado (SPEU), estão disponíveis numa vasta gama de dureza e densidade. PP e PE são termoplásticos que oferecem uma boa capacidade de absorção do impacto, mas que, pela sua baixa temperatura de transição vítrea (15.2-25.5 °C – dados CES Edupack), não são aconselháveis para uso em climas frios. O PE apresenta baixa rigidez por espessura, pelo que para se obter uma estrutura rígida, esta terá naturalmente de ser espessa e porventura volumosa. Por sua vez, a EVA (*trademark* nora®) é facilmente conformável, sendo bastante resiliente e elástica. Embora tenha excelentes características em matéria de conforto e almofadamento, especialmente a EVA de baixa densidade (*trademark* nora® Lunairmed), degrada-se rapidamente, à semelhança das espumas de latex. Outra das desvantagens da EVA, no caso de esta ser do tipo célula fechada, passa pelo seu cariz impermeável, que não promove a respiração saudável da pele do pé, causando desconforto. A EVA de alta densidade é utilizada quando se pretende conferir algum suporte estrutural ao pé. Na **Figura 37** pode ver-se a análise microestrutural de uma amostra de EVA de baixa densidade e de alta densidade [33].

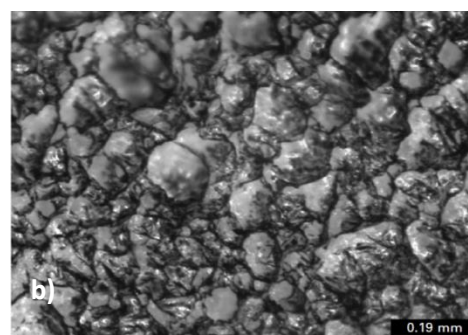
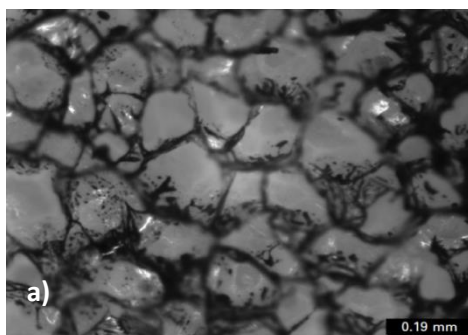


Figura 37 - Espuma EVA: **a)** de baixa densidade; **b)** de alta densidade [33].

O PORON® é um dos materiais nobres utilizados na indústria do calçado, inclusive pela Klaveness. À semelhança do PPT®, trata-se de uma espuma de poliuretano, de células abertas (o que facilita a respiração da pele), que tem grande capacidade de almofadamento do pé, especialmente quando este está sujeito a elevadas cargas segundo a direção vertical e esforços de corte. O PU pode ainda apresentar-se sob a forma de elastómero viscoelástico, como o Epoflex®, utilizado em palmilhas com o propósito de reduzir os efeitos do impacto e vibrações, através da dissipação de energia. Este material apresenta excelente resiliência, semelhante à dos silicões, e alta durabilidade, quando exposto a elevados esforços de compressão. Tendo em conta o elevado custo dos elastómeros de PU, geralmente este apresenta-se sobre a forma de insertos que são colocados ao nível do calcanhar (**Figura 38 a)**), visto que um par de palmilhas no material mencionado pode orçar cerca de 90 €; o preço do par de insertos rondará ainda assim os 35 €. Para absorção de forças de reação com o solo, nomeadamente ao nível do calcanhar, é usual recorrer-se também a insertos de silicone (**Figura 38 b)**) [33].

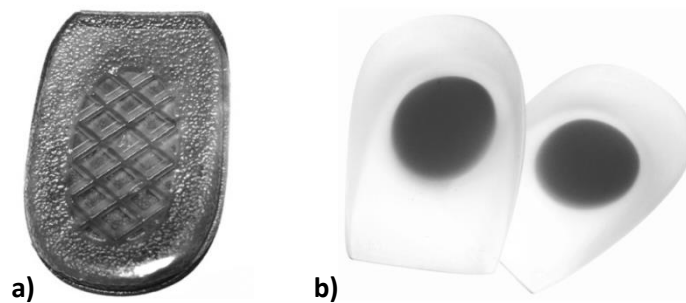


Figura 38 - Insertos para calcanhar: **a)** Epoflex®; **b)** Silicone [33].

Muitas palmilhas são também constituídas em materiais de origem natural, como pele, cortiça ou feltro. Este tipo de material tem como vantagens o facto de ser bastante acessível, de baixo peso, relativamente barato (comparado, por exemplo, com os polímeros celulares) e facilmente conformável, permitindo ainda a respiração da pele do pé e conferindo conforto do ponto de vista térmico. A pele é um dos materiais mais utilizados na indústria do calçado, pelo seu aspeto visual, mas também pelas suas propriedades, já que é bastante conformável à forma do pé, durável e, quando sujeita aos tratamentos químicos desejados, pode tornar-se mais rígida ou flexível, impermeável ou porosa. Por sua vez, a cortiça é mais utilizada para conferir suporte nomeadamente ao nível dos arcos longitudinais interior e exterior. Contudo, surge frequentemente revestida por tecido ou pele, para diminuir a fricção com o pé [33].

Os materiais anteriormente abordados – espumas poliméricas, polímeros celulares e materiais de origem natural – são, salvo algumas exceções (como a cortiça), utilizados para solucionar questões de origem não estrutural, intervindo mormente a nível de conforto, diminuição de efeitos de fricção, respiração da pele, entre outros, mas não no controlo de marcha. Para este fim, são mais utilizados materiais como compósitos ou materiais rígidos (utilizados maioritariamente na palmilha de montagem que muitas vezes tem incorporada uma tala metálica para conferir mais rigidez). Estes, apesar de conferirem grande suporte estrutural e corrigirem muitas vezes os problemas de marcha, têm associada uma menor tolerância ao uso, podendo magoar o pé, se não corretamente revestidos [33].

Muitos estudos têm sido levados a cabo para avaliar os materiais mais adequados para a produção de palmilhas destinadas a uma situação específica. Estes são particularmente importantes neste campo por permitirem caracterizar, de certo modo, os diferentes materiais utilizados na constituição de palmilhas, cujas informações sobre composição e propriedades mecânicas são, na sua grande maioria, confidenciais.

O artigo científico *A comparison of shoe insole materials in plantar pressure relief*, de C. Leber *et al.*, cujo estudo abrangeu 26 pacientes, analisa a capacidade de alívio da pressão plantar de palmilhas com 3.175 mm de espessura, constituídas em 7 diferentes materiais – espuma de latex, Plastazote®, Dynafoam®, Ortho felt®, Spenco®, Molo® e PPT®. Estimou-se que numa área dolorosa do pé (normalmente numa zona de metatarsalgia, localizada nas 1ª, 2ª, 3ª ou 4ª cabeças do metatarso) se verifica uma pressão média de 398.15 kN/m² e que a manifestação de dor pode ocorrer para um valor de pressão de 254.97 kN/m². Assim, através do método de determinação da pressão plantar de Harris e Beath, obtiveram-se os resultados presentes na **Tabela 10**, quando ensaiadas palmilhas fabricadas em cada um dos 7 materiais [41,42]:

Tabela 10 - Comparação entre os 7 materiais de fabrico de palmilhas, em termos de redução da pressão plantar [41].

Material	Pressão média verificada na zona da cabeça do metatarso mais dolorosa [kN/m ²]	Decréscimo do valor de pressão [%]
PPT®	186.33	53
Plastazote®	188.29	53
Spenco®	193.19	51
Dynafoam®	230.46	42
Molo®	232.42	42
Ortho felt®	266.74	33
Espuma de latex	286.35	28

Através da **Tabela 10**, conclui-se então que todos os materiais envolvidos no estudo minimizam os valores de pressão plantar nas zonas mais dolorosas ($p < 398.15 \text{ kN/m}^2$); o PPT®, Plastazote® e Spenco® apresentam uma eficácia mais significativa, para o referido efeito, comparativamente aos restantes materiais ($p < 254.97 \text{ kN/m}^2$) [41].

Outro estudo – *Material properties of commonly-used interface materials and their static coefficients of friction with skin and socks*, de Joan E. Sanders *et al.* – considera 8 materiais distintos (Spenco®, PORON®, silicone reforçado com nylon, Pelite® de baixa densidade, Pelite® de média densidade, Plastazote® rígido, Plastazote® normal e Nickelplast) e propõe-se avaliar de que forma reagem estes materiais à compressão e estimar os coeficientes estáticos de fricção entre material-pele, pele-meia e meia-material para 6 deles (o silicone reforçado com nylon tende a romper quando sofre esforços de corte e o Pelite® de baixa densidade torna-se demasiado fino após algum tempo sob carga). Uma das conclusões mais interessantes do estudo prende-se com os resultados de um dos testes de compressão realizados, cujo procedimento é, em certa parte, similar ao abrangido pela norma ASTM D3574-91 teste C (*Standard test methods for flexible cellular materials: Compressive force test*), e passa por aplicar, sobre uma amostra de cada um dos materiais, com diferentes espessuras iniciais, forças de compressão que podem atingir os 220 kPa, durante 1 h, a uma frequência de 1 Hz. Seguidamente, após 1 h de ensaios, deve verificar-se qual a espessura apresentada pela amostra (camada) de material, repetindo-se a medição ao fim de uma semana (168 h) após o

fim dos ensaios. No gráfico da **Figura 39** pode ver-se os valores da espessura de cada amostra em cada um dos momentos mencionados [43]:

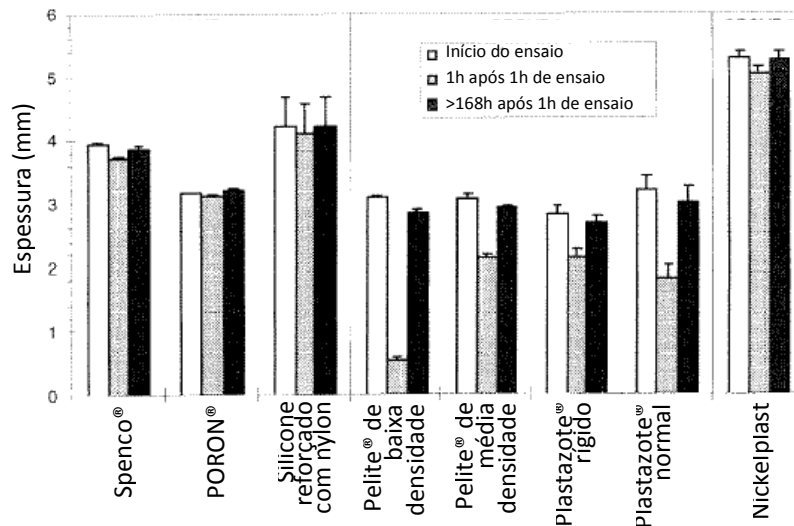


Figura 39 - Espessura das amostras - adaptado de [43].

O gráfico acima (**Figura 39**) permite verificar que, por exemplo, o material Pelite® de baixa densidade (*Soft Pelite®*) é o que demora mais tempo até retornar a uma espessura próxima da original, enquanto que o PORON® é aquele que apresenta menor variação de espessura após a aplicação de carga; este último tem então uma maior rigidez à compressão. Este facto leva a crer que o PORON® será o melhor material em termos estruturais; não sendo um material tipicamente usual no que respeita a conferir suporte estrutural ao pé, é aquele cuja forma se mantém quase inalterada após a aplicação de pressão, contribuindo para o conforto e saúde do pé [43].

Ainda no âmbito do estudo *Material properties of commonly-used interface materials and their static coeficientes of friction with skin and socks*, de Joan E. Sanders *et al.*, determinaram-se, através da aplicação de forças de corte de 1 N e 2 N (considerados valores baixos de esforço cortante – relacionados com deslizamento exagerado do pé, o que pode ser vantajoso em termos de inserção do mesmo no sapato, mas dificultar a marcha), e 3 N e 4 N (considerados valores elevados de esforço cortante – que podem causar traumatismos e dor), os coeficientes de atrito (μ) entre cada um dos 8 materiais e a pele do utilizador, entre esta e uma meia de lã e entre a meia de lã e cada um dos 8 materiais. Os resultados inerentes à carga média (2.5 N), advindos dos diversos ensaios, surgem representados na **Tabela 11**:

Tabela 11 - Coeficientes de atrito para $F=2.5$ N e diferentes superfícies de contacto [43].

Força [N]	Material-Pele [$\mu \pm$ desvio]	Meia-Material [μ]
Spenco®	0.69 ± 0.11	0.69
PORON®	0.74 ± 0.08	0.79
Medium Pelite®	0.73 ± 0.12	0.60
Plastazote® Rígido	0.80 ± 0.11	0.64
Plastazote® Normal	0.75 ± 0.11	0.62
Nickelplast	0.80 ± 0.11	0.71

Os resultados presentes na **Tabela 11** permitem concluir que, com o efeito de seleccionar materiais que conduzam a valores adequados de coeficiente de atrito quando em contacto com a pele ou meia, isto é, valores intermédios (que assegurem o melhor compromisso entre escorregamento da pele e a formação de feridas por fricção excessiva), deve optar-se, no caso do contacto material-pele, pelo Medium Pelite®. Por outro lado, no caso do contacto meia-material, seria indicado utilizar Plastazote® rígido (também por ser o valor médio, mais baixo) [43].

Não obstante os estudos abordados sugerirem o uso de um determinado tipo de material para uma dada aplicação, não se invalida a possibilidade de serem utilizados vários materiais na produção de soluções conjuntas, já que cada material tem a sua “função”. Por exemplo, o Dynafoam® referido no primeiro estudo pode revelar-se muito útil no almofadamento de ortóteses. Por outro lado, no caso do segundo estudo, observa-se que poderá ser útil uma palmilha com base em PORON®, já que este é bastante resistente à compressão, sendo este revestido por outro material que conduza a um coeficiente de atrito intermédio.

É portanto frequente combinar materiais rígidos com outros menos rígidos, de modo a suprir as necessidades do utilizador, sem esquecer o seu conforto. Nos esquemas das **Figuras 40 e 41** constata-se algumas combinações de materiais para palmilhas aconselhadas para determinado problema.

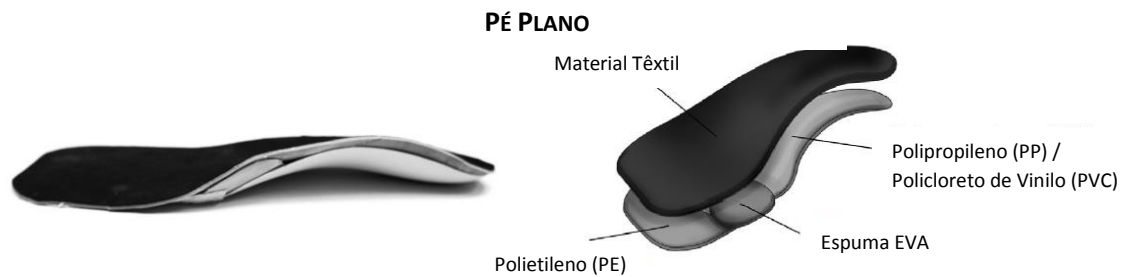


Figura 40 - Palmilha para pé plano - adaptado de [33].

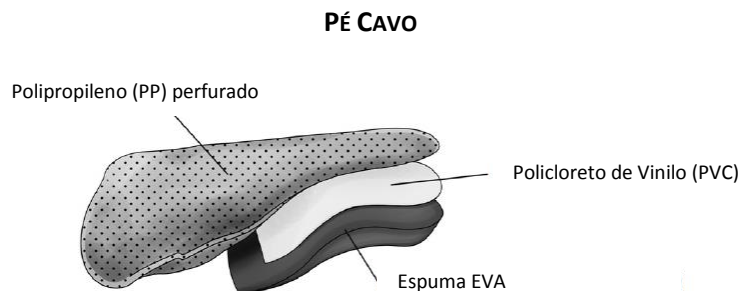


Figura 41 - Palmilha para pé cavo - adaptado de [33].

Sendo muito comum a combinação de materiais, o artigo científico *Physical Properties, Durability, and Energy-Dissipation Function of Dual-Density Orthotic Materials Used in Insoles for Diabetic Patients*, de J. W. Brodsky *et al.*, analisa a deformação verificada em compressão, a deformação elástica, bem como a distribuição de carga (ou capacidade de dissipação de energia) de 5 combinações de materiais distintas, quando pressionadas contra um modelo exemplificativo e substitutivo, em metal, de uma proeminência óssea do pé, com diâmetro de 10.16 cm e uma área de 81.07 cm². São elas: Plastazote® normal e Soft Plastazote® (amostra 1), Plastazote® normal e Nickeplast® (amostra 2), Nickeplast® e PORON® (amostra 3), Plastazote® normal e Spenco® (amostra 4) e Plastazote® normal e P-Cell® (espuma EVA, de células fechadas – amostra 5) [44,45].

Os ensaios de compressão efetuados procuravam simular a marcha de um paciente diabético, com um estilo de vida bastante sedentário, e que caminhasse cerca de 1800 passos diariamente (900 passos por pé). Assim, 100 000 ciclos de compressão representariam, aproximadamente, 4 meses de atividade (por cada pé). Contudo, como as amostras 1 e 5 se mostravam incompressíveis a partir dos 80 000 ciclos de compressão (com pré-carga de 10 kPa e carga final de 283 kPa), os ensaios de todas as amostras apenas foram realizados até à referida cadência (com uma frequência de 10 000 ciclos em 10 000 ciclos). Em termos de

materiais, os efeitos da compressão verificavam-se considerando a diminuição da espessura do composto (em percentagem), face à inicial. Os resultados do estudo representam-se então nos gráficos da **Figura 42 [44]**:

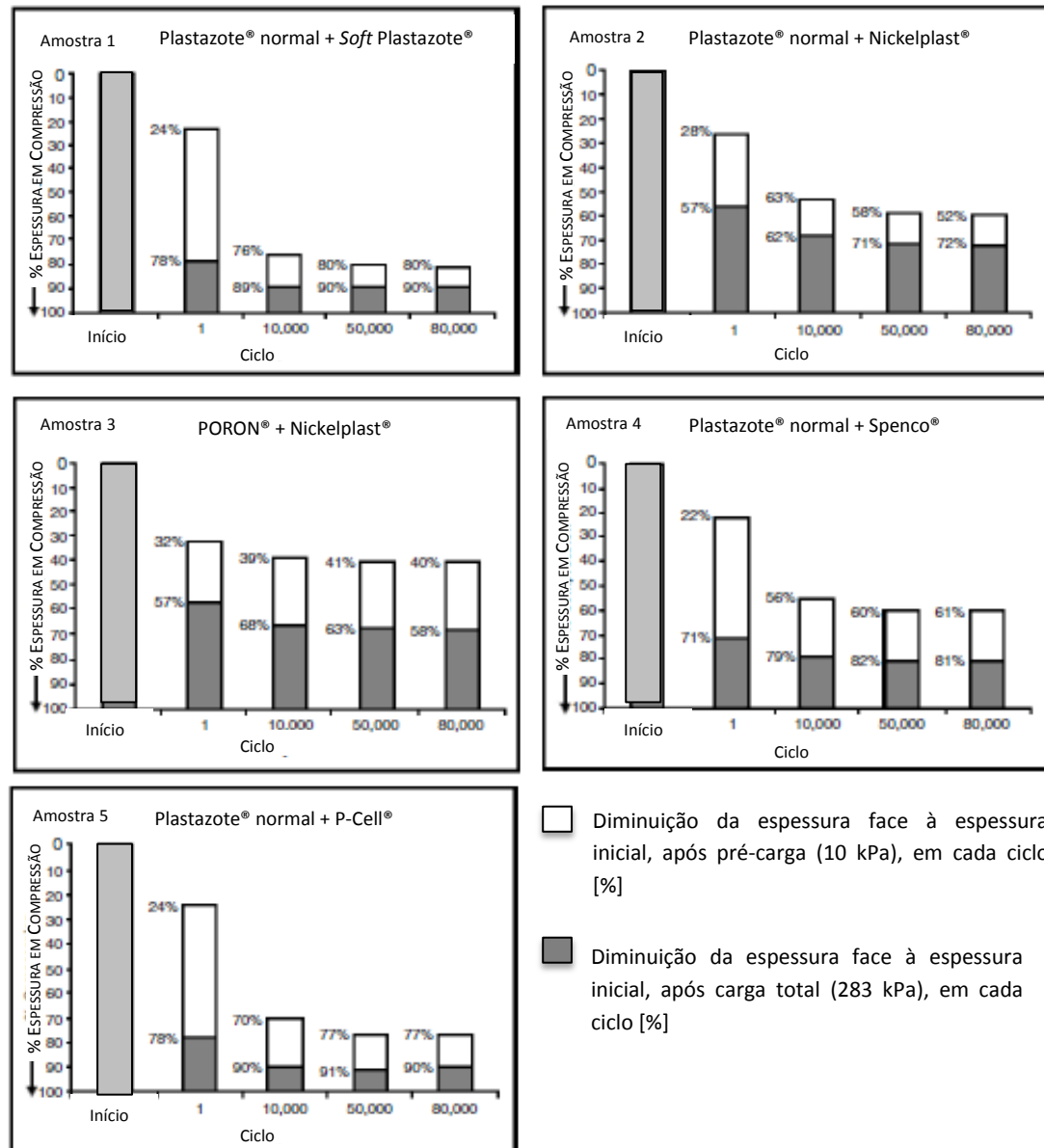


Figura 42 - Resultados dos Ensaios de Compressão [44].

Os gráficos da **Figura 42** permitem então verificar que as combinações que incluem Nickelplast® (amostras 2 e 3) são as que mais resistem à compressão, sendo, portanto, mais duráveis, em termos de preservação da forma. Por outro lado, as amostras 1 e 5 (Plastazote® normal com *Soft Plastazote®*, e Plastazote® normal com P-Cell®, respetivamente) são as que exibem o pior comportamento à compressão [44].

Quanto à análise da deformação elástica, constata-se que as combinações de Nickeplast® com PORON® (amostra 3) e de Plastazote® normal com P-Cell® (amostra 5) são, respetivamente, as que sofrem maior e menor contração, após compressão. No gráfico da **Figura 43** observa-se a deformação elástica (em percentagem), adquirida por cada amostra, durante o primeiro ciclo de compressão [44]:

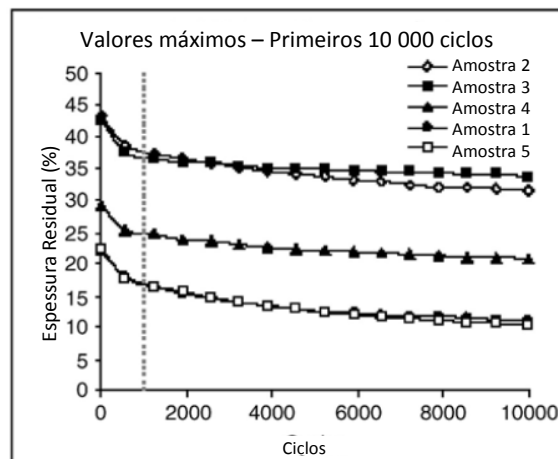












Figura 43 - Resultados de deformação elástica ao fim do 1º ciclo de compressão [44].

Por sua vez, no que compete às formas como se distribui a carga compressiva e como ocorre a dissipação energética no decurso dos ensaios, infere-se também que as combinações de Nickeplast® com PORON® (amostra 3) e de Plastazote® normal com P-Cell® (amostra 5) são, respetivamente, as que apresentam melhores e piores resultados a longo prazo (80 000 ciclos), conforme é visível na **Tabela 12**:







Tabela 12 - Transmissão de Carga (em percentagem) [44].

Amostra			Transmissão de Carga para o Modelo de Proeminência Ósseo [%]					
			Ciclo: 10 000 ⁵		Ciclo: 50 000 ⁵		Ciclo: 80 000 ⁵	
			Pré-Carga	Pós-Ensaio	Pré-Carga	Pós-Ensaio	Pré-Carga	Pós-Ensaio
1			<10	>10	----- ⁵	----- ⁵	----- ⁵	31.3
2			<10	>10	----- ⁵	----- ⁵	----- ⁵	5.7
3			<10	>10	----- ⁵	----- ⁵	----- ⁵	6.3
4			7.7	>10	9.4	----- ⁵	9.5	----- ⁵
5			<10	>10	----- ⁵	----- ⁵	----- ⁵	23.7

Legenda

Pré-Carga: 10 kPa
Carga máxima: 283 kPa

Materiais

-  Plastazote® normal
-  Soft Plastazote®
-  Nickelplast®
-  PORON®
-  Spenco®
-  P-Cell®

Assim, atendendo aos resultados ilustrados na **Tabela 12**, pode concluir-se que as amostras 2 (Plastazote® normal e Nickelplast®) e 3 (Nickelplast® e PORON®) apresentam as melhores características no que concerne a transmissão de carga, ao longo de 80 000 ciclos [44].

Por forma a sintetizar muita da informação apreendida, apresenta-se na **Figura 44** uma súmula ilustrativa da grande diversidade de materiais que podem integrar as principais partes de um sapato ortopédico:

⁵ Dados indisponíveis.

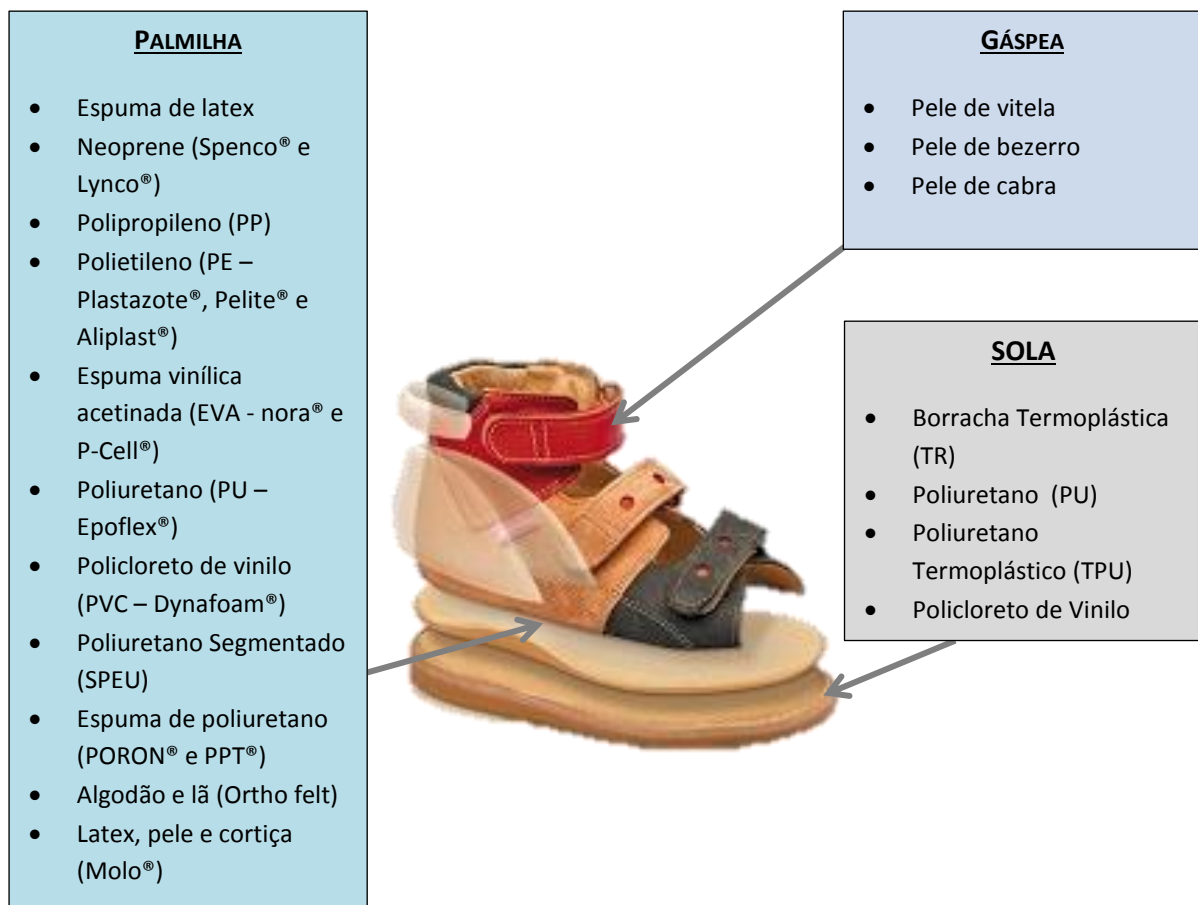


Figura 44 - Esquema resumo sobre os materiais utilizados no calçado ortopédico [fonte própria].

5.3. PROCESSOS DE FABRICO DO CALÇADO NORMALIZADO E DO CALÇADO ORTOPÉDICO

O processo de fabrico de calçado varia consoante o tipo de par de sapatos, conforme este seja normalizado ou ortopédico. Contudo, após visitas à unidade fabril, localizada em Avintes, da empresa norueguesa Klaveness, fabricante de calçado, foi possível verificar a existência de várias etapas comuns à produção de qualquer tipo de sapatos. Para ser iniciado o processo de fabrico de calçado deve conhecer-se primeiramente a geometria do pé do utilizador.

5.3.1. RECOLHA DA PEDIGRAFIA DO UTILIZADOR

Esta etapa apenas ocorre de forma recorrente quando se pretende produzir calçado ortopédico, esteja ele, no caso concreto da Klaveness, inserido nas gamas FIA, OAS ou OIL. No caso do calçado normalizado, não é necessário recolher a pedigrafia de cada utilizador, já que as formas são também normalizadas, tal como descrito na secção 5.3.2. *Fabrico das Formas*. A etapa correspondente à recolha da pedigrafia do paciente só é usual nos casos em que se pretende produzir calçado ortopédico, especial ou customizado. Existem diversas técnicas de levantamento de forma do pé, sendo as mais conhecidas, o levantamento de negativo plantar e bilateral do pé por impressão em caixa de espuma fenólica, levantamento de forma do pé por gesso ou leitura direta por *scanner* 3D.

Após as visitas à APCC e à fábrica da Klaveness, percebeu-se que o método de recolha de pedigrafia mais recorrente é o levantamento de forma por impressão em caixa de espuma fenólica. Esta técnica é particularmente apreciada pelos médicos ortopedistas já que permite colocar o pé da forma pretendida e, em seguida, imprimi-lo sobre a caixa de espuma fenólica, através do exercício de pressão (**Figura 45**). Obtido o negativo da planta e área bilateral do pé do paciente, a cavidade pode seguir diretamente para leitura por *scanner* 3D (que também lê negativos) – numa versão automática do processo –, ou ser cheia com gesso – numa versão geralmente manual e rudimentar do processo, para facilitar o posterior fabrico de forma, por exemplo em madeira. Este processo, embora de fácil reprodução, exige diversos cuidados no manuseamento da caixa de espuma para que se evitem impressões indesejadas, que possam, porventura, conduzir a um negativo incoerente com a geometria do pé.



Figura 45 - Impressão do pé de um paciente em caixa de espuma fenólica [7].

Por sua vez, o levantamento de forma por gesso, que foi o método selecionado no âmbito do caso de estudo desta dissertação (ver 2ª Parte – *Casos de Estudo*), é considerado

um dos métodos mais precisos e confortáveis para o utilizador. Para obtenção da forma do pé, a sua planta deve estar paralela ao solo e fazer um ângulo reto com a parte inferior da perna do utilizador. O pé, colocado dentro de um recipiente, mas sem tocar o fundo, deve ser coberto com uma mistura de alginato de sódio e água, que solidifica, permitindo extrair o pé e verter gesso na cavidade formada. No subcapítulo 7.3. *Levantamento de Forma*, o procedimento associado a esta técnica é descrito pormenorizadamente.

O levantamento de forma pode também ser feito por envolvimento do membro em bandas de gesso de Paris, sendo relativamente fácil para o médico conferir a orientação que quer dar ao pé. Após solidificação do gesso, é dado um corte para extrair o pé do seu interior e a carcaça pode ser digitalizada. Este método é mais utilizado para o fabrico de ortóteses do que propriamente componentes para sapatos (porque o controlo dimensional na zona do pé não é tão rigoroso como na região da perna, já que as bandas de gesso tem maior dificuldade em aderir às irregularidades geométricas do pé), mas também pode ser adaptado a essa função. O estudo *Cost benefit comparison of plaster casts and optical scans of the foot for the manufacture of foot orthoses*, de Craig Payne, debruça-se sobre fabrico de ortóteses por bandas de gesso de Paris ou por leitura direta por *scanner* 3D. Se se optar pelo método de levantamento de forma por bandas de gesso de Paris (sem subsequente leitura por *scanner* 3D; destinada a métodos de fabrico tradicionais) estima-se que este demore entre 11 e 16 minutos, no caso de um técnico experiente ou inexperiente, respetivamente. Por sua vez, se se preferir o levantamento direto por *scanner* 3D, pode demorar-se entre 2 a 4 minutos (considerando toda a preparação já efetuada, tanto em termos de *software* como de posicionamento do paciente). Em termos de custos de equipamento, obviamente os *scanners* 3D são bastante dispendiosos, mas o ato de digitalizar pode ser relativamente económico (aproximadamente 2.25 a 6.80 €). Comparativamente, os materiais usados no decurso do método de levantamento de forma com gesso de Paris surgem como mais dispendiosos, encarecendo o procedimento (que custará, em média, entre 18.97 a 33.68 €) [47].

A referida técnica de digitalização direta por *scanner* 3D, embora conduza a bons resultados, não é particularmente confortável para pacientes com instabilidade de movimentos e dificuldades no equilíbrio, porque obriga a que estes estejam imóveis por alguns minutos, de modo a ser possível digitalizar todo o pé. É a técnica mais rápida se efetuada nas condições ideais, isto é, se o paciente não se mover. Tem como inconveniente o facto de o médico não ter um bom controlo sobre o posicionamento do pé.

Segundo C. Laughton *et al.* no estudo *A comparison of four methods of obtaining a negative impression of the foot*, o levantamento de forma por gesso (com o pé livre, sem suportar qualquer peso corporal), comparativamente às técnicas de levantamento por impressão (com o pé a suportar parcialmente o peso corporal) em caixa de espuma fenólica ou por leitura direta por *scanner* 3D (com o pé livre ou a suportar parte do peso corporal), é o método preferível, porque é o que melhor captura a geometria do pé, desde o antepé ao retropé e região subtalar, o que muito importa para o fabrico de ortóteses, palmilhas e outros componentes de cariz ortopédico [46].

Na empresa Klaveness, o levantamento de forma dos pés dos pacientes é, normalmente, conseguido através da impressão sobre caixa de espuma fenólica. Estas podem já vir impressas diretamente de clínicas ou hospitais ou ser decalcadas na fábrica, pelo próprio cliente. Em seguida, ocorre a leitura por parte de um *scanner* 3D – DPLUS FOOT, desenvolvido internamente, que permite gerar um ficheiro STL, correspondente à forma do pé (Figura 46). Este equipamento de digitalização por luz estruturada, usa algoritmos de visão por computador para proceder à reconstrução 3D, e tem por base a aplicação de um óleo específico sobre o negativo (ou pé, no caso de levantamento de forma direto), que permite a deteção dos pontos de menor e maior pressão, distinguindo-os por um código de cores (Figura 47) [48].

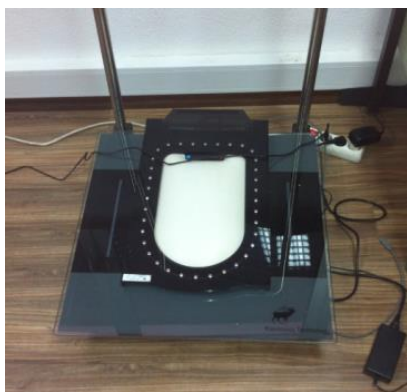


Figura 46 - DPLUS FOOT Klaveness [7].

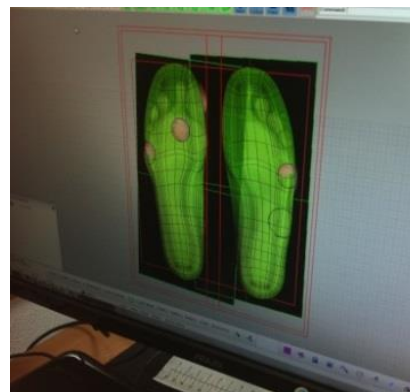


Figura 47 - Pressões plantares [7].

5.3.2. FABRICO DAS FORMAS

A forma é considerada a parte mais importante de qualquer sapato, já que é em torno desta que ocorre toda a modelação do sapato, desde a gáspea ao contraforte, passando pela

palmilha. É pois fulcral que esta represente da melhor forma possível o pé do seu futuro utilizador. No caso do calçado normalizado as formas são também normalizadas, seguindo determinados guias de *design* entre os quais se destacam o sistema chinês e o AKA64-WMS, desenvolvido por alemães. No processo normalizado é construída uma forma-mestre de acordo com os dados antropométricos, para os tamanhos de sapato 38 (US 6), no caso de uma mulher, ou 43 (US 9), para um indivíduo do sexo masculino. Embora sejam vários os *softwares* de desenho das formas (EasyLast™ 3D, Shoemaster™ ou LastElf™, são alguns exemplos; funcionam a partir da importação do ficheiro STL vindo da digitalização), muitos deles baseados no método de desenho de curvas suaves de Hermite (*Cubic Hermite Spline*), este processo requer bastante sensibilidade, pelo que, muitas vezes, a forma-mestre é projetada por desenho 2D e fabricada manualmente em madeira [31,33].

No caso do calçado comum, as formas podem ser alteradas consoante o tipo de sapato que se procura produzir, havendo todavia a preocupação de conservar a parte do retropé (correspondente a 27% do pé). A maioria das alterações no calçado normalizado dá-se então ao nível do antepé (correspondente a 27% do pé), mais relacionado com a vertente de *design* e estética do calçado. Por sua vez, o calçado ortopédico pode exigir alterações na forma, que devem ser feitas com base na digitalização do pé para que possa ocorrer posteriormente a modelação correta de todo o sapato – como sucede no calçado das gamas FIA ou OAS da Klaveness – ou a conceção de formas individuais, criadas de raiz para um determinado utilizador – como no caso da gama OIL (calçado ortopédico puro). No caso do calçado especial, se se optar pela construção manual da forma em madeira, esta terá de ser esculpida e poderá (ou não) ser digitalizada a fim de se proceder à restante modelação. Contudo, poderá não se proceder à digitalização da forma obtida se se seguir uma versão mais tradicional e obsoleta do processo [33].

As formas podem ser fabricadas em diversos materiais, entre os quais se destacam madeira, ligas de alumínio ou termoplásticos. As formas em madeira apresentam-se um pouco em desuso no fabrico de grandes séries de calçado, mas continuam a ser muito utilizadas para fabrico da forma-mestre, sendo facilmente modeladas manualmente por técnico especializado. Contudo, a madeira é um material relativamente dispendioso e deforma-se com as alterações de humidade e temperatura. Por outro lado, as formas em liga de alumínio são indicadas para o fabrico de sapatos feitos por injeção de plástico, mas podem também deformar-se com as elevadas temperaturas nesta aplicação, não sendo, além disso, fáceis de maquinar. Atualmente, a maioria das formas são fabricadas em termoplásticos,

nomeadamente em Polietileno de Alta Densidade (PEAD), já que este material propicia uma produção de menor custo, além de garantir uma elevada estabilidade dimensional. Outra das vantagens prende-se com o facto de poder ser reciclado várias vezes. Na Klaveness as formas são fabricadas a partir da maquinaria de um bloco de polímero termoconformável muito rígido (cujo material específico não foi revelado), previamente injetado (**Figura 48**) [33].



Figura 48 - Forma Klaveness [fonte própria].

5.3.3. ANÁLISE DE PRESSÕES PLANTARES E FABRICO DE PALMILHAS

A avaliação dos valores de pressão plantar é então uma etapa fundamental no processo produtivo de componentes para calçado parcialmente ou totalmente customizado, dado que permitirá a projeção, por exemplo, de palmilhas que confirmem o suporte adequado e todo o conforto aos seus utilizadores. Assim, em seguida são apresentadas algumas das principais técnicas de determinação de pressão plantar, sendo que, no subcapítulo 5.3.3.2. *Fabrico de Palmilhas*, é apresentado o processo de fabrico das palmilhas, após a sua modelação.

5.3.3.1. TÉCNICAS DE DETERMINAÇÃO DE PRESSÕES PLANTARES

Atualmente, os métodos de determinação dos valores de pressão plantar são já bastante evoluídos e diversos, sendo, normalmente, classificados consoante o tipo de sensores que utilizam ou com base no tipo de dispositivo com o qual o levantamento de pressões é feito [49].

Em termos de tipo de sensores utilizados na determinação da pressão plantar, os mais recorrentes são: extensómetros (*Strain Gauge Sensors*), sensores condutivos/resistivos, capacitivos e piezoelétricos [49].

Os extensómetros caracterizam-se por, em consequência da deformação mecânica de um elemento condutor elétrico, imposta pela aplicação de uma força externa, verem a sua resistência variar. Exibindo alta linearidade, estes sensores de baixo custo, têm de ser cuidadosamente aplicados, de modo a evitar possíveis interferências na deteção de sinal (*crosstalk*), e são, por norma, utilizados em plataformas de força [49].

No que respeita aos sensores condutivos/resistivos, estes consistem em 2 circuitos impressos, separados por uma camada condutora, de carbono ou tinta, que, numa aplicação de carga pouco elevada, efetua a ligação entre os dois circuitos, provocando o aumento gradual da pressão e um abaixamento do valor da resistência. Este género de sensor, como o FSR (*force sensing resistors* – sensor de força resistivo), oferece a possibilidade de ser colocado no interior do calçado, sem causar desconforto ao utilizador, permitindo determinar com facilidade a pressão em cada fase da marcha; porém, ao fim de repetidas utilizações, os sensores condutivos/resistivos podem ver a sua sensibilidade alterar-se, o que eventualmente conduzirá a valores de pressão não reais [49].

Os sensores capacitivos, normalmente integrados em plataformas de distribuição de pressão ou palmilhas, caracterizam-se por contabilizarem duas superfícies condutoras elétricas, separadas por um material dielétrico, geralmente, uma camada de borracha. O exercício de uma carga externa faz comprimir a borracha alterando a capacitância do sensor, que pode ser convertida numa variação de tensão. Para uma leitura do valor real da força aplicada, o material dielétrico deve ter uma elevada capacidade de restituição elástica, de modo a minimizar os efeitos da histerese. Estes sensores possuem ainda alguma não-linearidade e devem ser utilizados para uma frequência de amostragem máxima de 100 Hz, não sendo, por esta via, adequados para avaliar a pressão plantar em corrida ou salto, mas correspondendo perfeitamente a situações de marcha lenta [49].

Os sensores piezoelétricos associam-se a materiais cerâmicos não-condutores elétricos (piezocerâmicos – por exemplo, quartzo) ou em filmes flexíveis de fluoreto de polivinilideno (PVDF); no primeiro caso, como as deformações registadas são baixas, estes sensores são indicados para situações de dinâmica elevada, devido à sua baixa sensibilidade à ocorrência de histerese. O princípio de funcionamento destes sensores passa pelo aproveitamento do efeito piezoelétrico – geração de uma corrente elétrica por parte de cristais constituintes do material, em resposta a uma força exercida –, como forma de medição de força ou pressão, através da conversão num sinal elétrico [49].

Em termos de dispositivo de medição das pressões plantares, os mais frequentes são: sistemas de plataforma e sistemas de palmilha de medição (que podem servir-se da colocação dos sensores em matriz – leitura “contínua” de dados –, ou utilizar sensores singulares – medição discreta de dados) [49].

Os sistemas de plataforma, normalmente presentes em laboratórios, permitem a determinação da pressão em toda a planta do pé, quer em situações estáticas ou em marcha. O seu uso otimizado obriga a que o utilizador pise o tapete descalço e, no caso de se procurar estudar um comportamento dinâmico, primeiro deve dar umas passadas iniciais fora da plataforma, calcando-a seguidamente, para que todo o procedimento possa corresponder à realidade o mais possível. Na **Tabela 13** podem observar-se alguns exemplos de sistemas de plataforma e suas principais características [49]:

Tabela 13 - Sistemas de Plataforma para determinação da distribuição da pressão plantar [adaptado de 49].

Equipamento	Tipo de Sensor	Área de atuação [cm]	Número de Sensores	Resolução local [sensores/cm ²]
EMED	Capacitivo	19 x 30 – 30 x 50	1 500-2 736	1-4
F-Scan	Resistivo	30 x 46	2 138	1.4
Musgrave	FSR	19 x 39	2 048	4
Buratto	Semicondutor	38 x 41 – 43 x 143	1 900-7 632	1.6

Por outro lado, os sistemas de palmilha são geralmente utilizados para medir a pressão plantar verificada entre o pé e o sapato, permitindo assim analisar com facilidade o efeito de diversas alterações efetuadas no *design* do calçado. Quando os sensores são colocados em matriz, estes orientam-se perfeitamente em colunas e linhas, sendo que, quanto maior a proximidade entre eles, maior a área de cobertura. No que concerne aos sistemas de palmilha com aplicação de sensores de medição discreta de dados, estes recolhem apenas valores médios singulares (por exemplo, valores de força), correspondentes a uma pequena área, já que os sensores são colocados em locais estratégicos do pé (de acordo com o *software* associado ou opinião médica – **Figura 49**). Embora este tipo de sistema de medição discreta seja bastante utilizado, pela sua flexibilidade, no caso de os sensores estarem colocados em locais em que estes não contactem com o pé, não são aferidos valores de força para esses pontos [49].

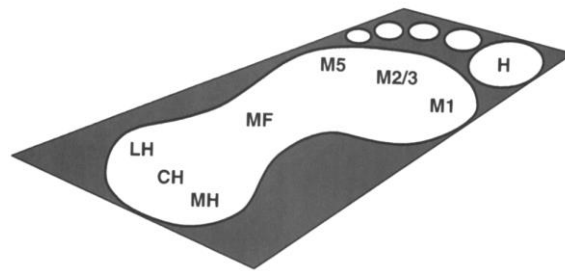


Figura 49 - Colocação *standard* de sensores singulares: **H**-Hallux; **M1**-1ª Cabeça do metatarso; **M2/3**-2ª/3ª Cabeça do metatarso; **M5**-5ª Cabeça do metatarso; **MF**-Mediópé; **LH**- Zona externa do calcanhar; **CH**- Zona central do calcanhar; **MH**- Zona interna do calcanhar [49].

Na **Tabela 14** pode observar-se alguns exemplos de sistemas de palmilha de medição de pressão plantar e suas principais características [49]:

Tabela 14 - Sistemas de Palmilha para determinação da distribuição da pressão plantar [adaptado de 49].

Equipamento	Tipo de Organização de Sensores	Espessura [mm]	Número de Sensores	Resolução local [sensores/cm ²]
Pedar	Matriz	2.6	máx. 256	0.7
F-Scan	Matriz	0.2	960	4
Buratto Dinatto	Matriz	1	64/128	1.6
CETIS-PD 16	Piezocerâmicos	2.0	2x8	NA ⁶

No decurso desta dissertação, utilizou-se o equipamento WalkinSense, desenvolvido pela Tomorrow Options Microelectronics, S.A., Sheffield, Reino Unido, que utiliza 8 sensores resistivos do tipo FSR (cada um com uma área circular de 7.07 cm², associado a um diâmetro de 1.5 cm), dispostos sobre uma palmilha, de acordo com a configuração definida pela marca. No subcapítulo 7.2. *Teste de Pressão Plantar* expõe-se informação precisa sobre este sistema.

Após o conhecimento rigoroso da distribuição das pressões plantares, devem seleccionar-se, antes da fase de modelação, os materiais adequados para o fabrico do sapato, em especial, da palmilha e sola.

⁶ Não Aplicável.

5.3.3.2. FABRICO DE PALMILHAS

Independentemente de o processo de fabrico de calçado ser considerado tradicional ou mais automatizado, as palmilhas devem ser construídas em concordância com a forma exata do pé (especialmente quando se trata de calçado ortopédico, onde também é de ter em conta a distribuição da pressão plantar), sendo que no caso de sapatos normalizados são concebidas em função das formas *standard*, em *softwares* como o Shoemaker™ ou o Dimensions™ da Procam (no caso de um processo mais moderno). Após a modelação da palmilha, o ficheiro segue para um centro de maquinagem CNC onde um grande bloco de material é maquinado (por exemplo, PORON® ou cortiça), dando origem a diversas palmilhas. Se o processo for manual, o desenho é feito por um técnico especializado, maquinando-se depois o material.

Na Klaveness, grande parte das palmilhas são fabricadas em espumas EVA com diferentes densidades relativas – 35%, 45% e 55% –, conforme se pretenda obter palmilhas menos ou mais rígidas, respetivamente. Na **Figura 50** pode observar-se o processo de maquinagem da Klaveness para obtenção das palmilhas (ainda sobre o negativo):



Figura 50 - Maquinagem de espuma EVA e obtenção das palmilhas [fonte própria].

Pelas suas exigências específicas, os sapatos ortopédicos comportam, muitas vezes, palmilhas constituídas por materiais diversos. Na **Figura 51** observa-se um produto – nora® Lunatec combi 7 –, do fabricante nora®, responsável pelo desenvolvimento de espumas EVA

para palmilhas. As palmilhas constituídas nesta combinação de materiais são indicadas para a um pé plano, para uma pessoa com um máximo de 80 kg [50].

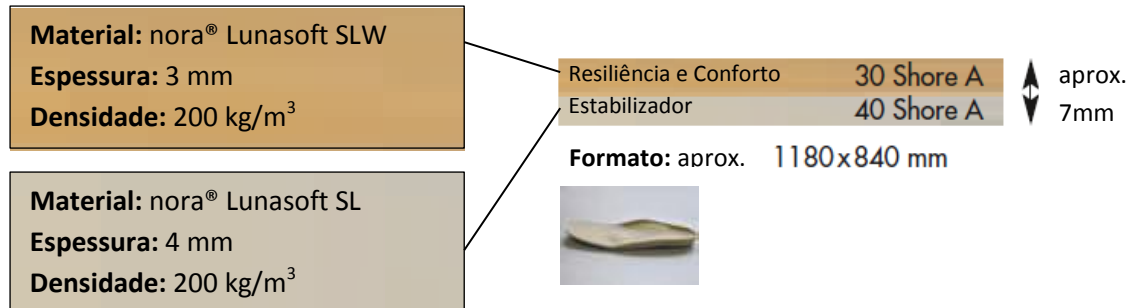


Figura 51 - Combinado de espumas EVA para palmilhas nora® Lunatec combi 7 - **adaptado de [50]**.

A solução apresentada acima (**Figura 51**), tal como os outros produtos da gama nora® Lunatec combi, é obtida por vulcanização conjunta dos diferentes materiais, não sendo necessária cola para ligação das diversas camadas. Desta forma, evita-se a formação de bolhas na superfície de união nem ocorre endurecimento indesejável por parte da cura do adesivo. Na **Tabela 15** pode observar-se um exemplo de aplicação ciclo de produção de uma palmilha fabricada com o produto nora® Lunatec combi 7 e com camada extra estabilizadora de espuma nora® Lunacell [50]:

Tabela 15 - Ciclo Produtivo do Produto nora® Lunatec combi 7 [50].

Etapa		Especificações
1	Ativação da espuma nora® Lunatec combi 7 em forno e posterior conformação da mesma em torno da forma	Temperatura do forno: 130 °C Tempo de aquecimento: 5 min
2	Arrefecimento	Tempo de arrefecimento: 10 min
3	Remoção de irregularidades	Passagem da mó
4	Preparação da espuma de estabilização: i) Corte de inserto na zona do calcanhar; ii) Ativação da espuma nora® Lunacell em forno e conformação em torno da forma; iii) Arrefecimento; iv) Aplicação de adesivo em nora® Lunatec combi 7 e em nora® Lunacell e colagem dos dois materiais.	Tempo de arejamento pós-colagem: 2 min Tempo de aquecimento: 4 min Tempo de arrefecimento: 8 min
5	Moagem para remoção de irregularidades	Passagem da mó

Há ainda outras formas de fabrico de palmilhas. Por exemplo, as palmilhas de silicone são obtidas por injeção. Também algumas palmilhas ortopédicas recorrem à injeção de ar ou gel.

5.3.4. FABRICO DAS SOLAS

A etapa seguinte do processo produtivo de calçado é o fabrico das solas. A empresa Klaveness adquire as solas para colocar no calçado comum, normalmente de borracha termoplástica (TR), a fornecedores externos. Porém, produz as suas próprias solas destinadas ao calçado especial, como é o caso do ortopédico. Por vezes, as solas produzidas aproveitam palmilhas de montagem nas quais se aplica um rastro de borracha, havendo no entanto outras formas de produção de solas.

Os sapatos normalizados podem ter diversos tipos de sola como os ilustrados na **Figura 52**, pelo que os processos de fabrico associados podem divergir consoante os materiais utilizados [51].



Figura 52 - Solas para sapatos normalizados [51].

As solas de borracha são muitas vezes feitas em moldes, sendo depois termoconformadas. Primeiramente, o tecido de borracha em bruto passa por um laminador, sendo em seguida colocado sobre o molde, que é fechado e segue para o forno. Em seguida, a borracha extra junto às arestas é removida e é colocada a borracha que formará as paredes laterais da sola (**Figura 53 a**)). É depois adicionada a camada final de borracha, para formar o rasto. O molde é depois fechado e segue novamente para o forno, onde a alta temperatura faz derreter a borracha (**Figura 53 b**)). Por fim, o molde arrefece e a sola é extraída (**Figura 53 c**)) [52].



Figura 53 - Diversas etapas da produção de solas de borracha [53].

É de referir que, no caso de solas mais simples, estas podem produzir-se de uma só vez, à semelhança do que é descrito no *Capítulo 9 – Caso de Estudo C: Desenvolvimento de Sola para Calçado para Pessoas com Paralisia Cerebral a partir de Protótipo Fabricado por Impressão 3D*, podendo também ser concebidas a partir de borracha líquida.

A borracha, presente tanto em solas de sapatos ortopédicos como comuns, pode ser também vulcanizada. Obtêm-se, pela vulcanização (**Figura 54 a**)), solas mais flexíveis e que podem não necessitar de ser coladas à parte superior do sapato. Por outro lado, se se optar

por solas do tipo *cupsole* (**Figura 54 b)**) – simplesmente injetadas, mais rígidas –, é necessário colar ou coser a sola ao restante sapato [53].



Figura 54 - Exemplos de Solas: **a)** Sola em borracha vulcanizada; **b)** *Cupsole* [53].

Por sua vez, se as solas forem feitas em PVC, o processo começa com a mistura das matérias-primas, pois a resina de PVC é naturalmente rígida. Assim, têm de ser adicionadas matérias como poliestireno (PS) ou óleos, por forma a conferir às solas de PVC as características desejadas. O polímero passa então por uma extrusora até serem obtidos grânulos com as dimensões desejadas. Tal como as solas de TR, as solas de PVC são fabricadas por injeção em moldes de alumínio [38].

5.3.5. MODELAÇÃO DA GÁSPEA

A modelação da gáspea consiste no desenho da parte superior do sapato, normalmente em pele, têxtil ou plástico. Esta etapa demora cerca de 20 minutos e na Klaveness é feita com base no *software* de desenho 2D da empresa Procam – o Dimensions™ (**Figura 55**). Em seguida, o ficheiro proveniente da modelação é exportado para o *software* associado à máquina de corte da gáspea – Naxos (**Figura 56**) –, no caso de ser utilizada a tecnologia de corte automático. É nesta etapa que se especificam os contornos para o corte do tecido ou pele, se assinalam outros elementos suscetíveis de sofrer corte, como rasgos ou furos, e se selecionam os materiais a recortar posteriormente [7].

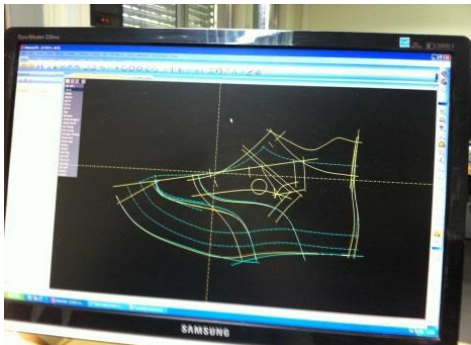


Figura 55 - Modelação 2D no *software* DimensionsTM [7].

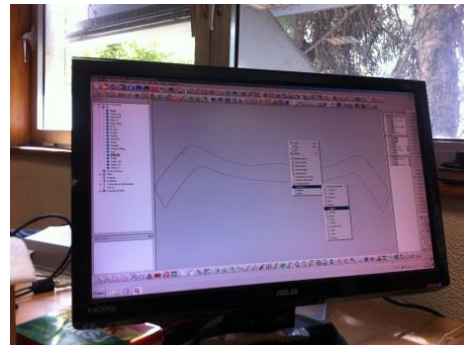


Figura 56 - Modelação 2D no *software* Naxos [7].

Por sua vez, se o sapato a conceber exigir alterações muito significativas face a um sapato comum, a modelação poderá ser feita manualmente. Neste caso, tal como é observável na **Figura 57**, os contornos e outros detalhes do sapato são traçados manualmente sobre cartolina, para posterior corte manual [7].



Figura 57 - Modelação manual [7].

5.3.6. CORTE DA GÁSPEA

O corte da gáspea pode ser feito de forma automática ou manual, dependendo essencialmente da necessidade de efetuar ou não muitas alterações durante a fase anterior: a modelação.

O corte automático possui inúmeras vantagens face ao corte manual, já que é mais preciso, mais rápido e permite o corte simultâneo de gáspeas para diversos sapatos. O equipamento de corte automático da Klaveness é da marca Teseo (**Figura 58**) e tem por base

um sistema de lâminas. Existem outros equipamentos de corte de têxteis e pele baseados em tecnologias de corte laser. Contudo, para o corte de pele e tecidos naturais não são recomendados, dado que, por exemplo, no caso do corte por feixe laser, este aquece, conferindo à pele um odor pouco agradável, além de alterar a coloração da mesma, escurecendo-a.



Figura 58 - Equipamento de corte automático da Klaveness e projeção 2D das peças [fonte própria].

Ainda na Klaveness, o corte automático é orientado por uma operadora que dispõe as parcelas que se pretende recortar por forma a minimizar os desperdícios de tecido, através de uma projeção da peça sobre a tela, controlada pelo *display* do equipamento (**Figura 59**). Preenchida toda a tela, a parte superior do equipamento desce sobre o material, recortando as peças desejadas. Na **Figura 60**, podem ver-se as peças obtidas após corte.



Figura 59 - Disposição de corte [fonte própria].



Figura 60 - Peças obtidas após corte [fonte própria].

No caso do corte da gáspea ser feito manualmente, utilizam-se cortantes de aço ou ferro, como os da **Figura 61**. O fabrico dos cortantes inicia-se com a dobragem e posterior

corte de fita de aço ou ferro com dimensões concordantes com as do desenho 2D num equipamento de leitura ótica de oxiacetileno e serra mecânica. Em seguida, as extremidades da fita são fechadas por soldadura. Os cortantes são orientados e colocados sobre a tela pelo operador que, pelo exercício de pressão, recorta as peças pretendidas (**Figura 62**) [38].



Figura 61 - Cortantes [fonte própria].



Figura 62 - Corte manual [fonte própria].

5.3.7. COSTURA DA GÁSPEA E COLOCAÇÃO DE OUTROS ELEMENTOS DO SAPATO

A fase de costura da gáspea é a etapa mais demorada de todo o ciclo de fabrico de um par de sapatos, devido ao facto das peças em pele ou tecido serem cosidas manualmente pelas gaspeadeiras ou por via de máquina de costura. É nesta etapa que são colocados elementos no sapato, como espumas protetoras (**Figura 63**). Estas visam proteger o pé do utilizador do atrito proveniente do contacto com as costuras. Deve ter-se especial atenção a evitar contacto de qualquer parte mais rija do sapato com zonas em que os ossos do utilizador estão mais expostos, como o tornozelo, para evitar a formação de feridas.



Figura 63 - Inserção de espumas protetoras [7].

5.3.8. ASSEMBLAGEM DAS DIVERSAS PARTES DO SAPATO

A montagem dos vários componentes de um par de sapatos é realizada, na maioria das vezes, por colagem em torno da forma, de modo semiautomático (o operador apenas tem de colocar os componentes na forma da máquina e acionar o equipamento – **Figura 64**), como no caso da união da gáspea à palmilha, ou manualmente (**Figura 65**), como sucede com a colocação do contraforte. A cola (termoplástica) utilizada é da marca HB Fuller. Em certas ocasiões a montagem da sola e palmilha pode ser feita por vulcanização ou termoconformação. Porém, no que concerne à gáspea, esta apenas pode ser acoplada aos restantes componentes por colagem ou costura.

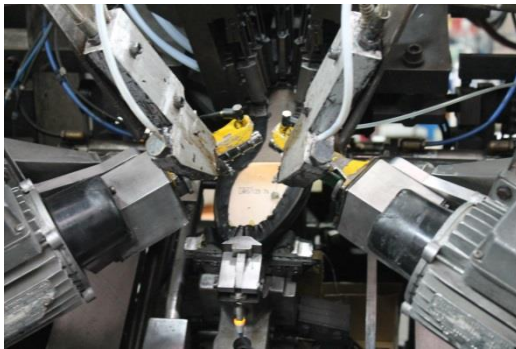


Figura 64 - Colagem semiautomática.
[fonte própria].



Figura 65 - Colagem manual. [fonte própria].

5.3.9. OPERAÇÕES DE ACABAMENTO

As operações de acabamento têm por objetivo melhorar o visual do calçado ou finalizar determinados pormenores, do ponto de vista funcional. As operações mais recorrentes são de limpeza, escovagem, passagem de massa ou graxa (no caso dos sapatos de pele) ou passagem de avivadores de camurça, para conferir a este calçado um aspeto mais natural.

5.3.10. CONTROLO DE QUALIDADE

Na Klaveness, o controlo qualidade é efetuado por inspeção visual ao longo de todas as fases de produção, por forma a garantir-se que não seguem para a etapa seguinte elementos danificados ou com menor qualidade. Testes de qualidade apenas se efetuam sobre

Ana Dulce Silva

protótipos, quando se pretende fabricar um novo modelo de sapatos, antes de proceder a mudanças na organização da unidade fabril, comprar matérias-primas ou produzir novos cortantes.

5.3.11. EMBALAGEM

Findo todo o ciclo produtivo, os sapatos são depois colocados em caixas, protegidos por espuma, para garantir a melhor qualidade possível, a fim de serem comercializados [7].

CAPÍTULO 6 - A IMPRESSÃO 3D E O FABRICO DE CALÇADO

Um dos principais objetivos da presente dissertação é perceber em que medida podem as tecnologias de Fabrico Aditivo auxiliar no fabrico de calçado, tanto normalizado como ortopédico, e outros acessórios relacionados. Assim, realizou-se uma acurada pesquisa sobre diversos produtos no âmbito do calçado que já incluem, no seu ciclo produtivo, a Impressão 3D.

Modelo de Palmilha Gyrobot

O modelo que se apresenta foi desenvolvido pela consultora em *Design* Industrial britânica Gyrobot, com o objetivo de permitir que qualquer operador com pouco conhecimento sobre podologia consiga produzir a sua própria palmilha customizável, tendo apenas uma impressora 3D (que pode ser de baixo custo), filamento de uretano termoplástico (*Filaflex* TPU) e um extrusor de filamentos de materiais pouco rígidos compatível. A Gyrobot sugere que na criação destas palmilhas personalizáveis seja usada a impressora Witbox da empresa espanhola bq (cujo preço se situa nos 1 690 €), especializada em impressão de PLA, mas que, com um extrusor adaptado, imprime com sucesso materiais flexíveis. A metodologia seguida pela Gyrobot pretende a conceção de palmilhas com qualidade e de forma eficiente, pelo que, com vista a minimizar o gasto de tempo e material, se utiliza uma estrutura em rede visível, graças à omissão das camadas inferior e superior (normalmente a cheio); possibilita-se assim também uma boa ventilação. Na **Figura 66** é possível observar a correspondência entre as zonas de maior pressão (evidenciadas durante o teste de pressão) e as zonas de menor refinamento de malha (para garantir maior alívio de pressão), visualizar em pormenor a malha aberta e verificar o carácter flexível do material [54].

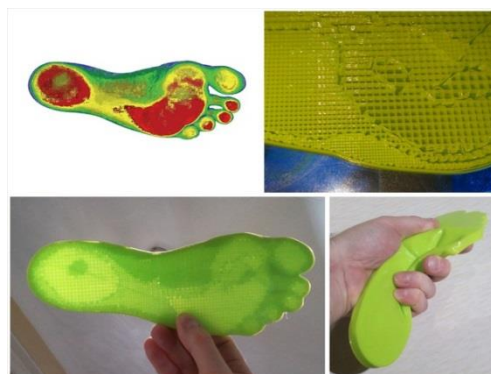
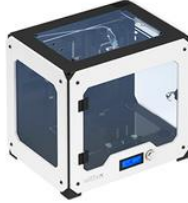



Figura 66 - Palmilha Gyrobot [54].

A escolha da impressora 3D Witbox justifica-se por esta conseguir resultados tão bons como (por exemplo) a impressora Sneaker, da Lewihe, cujo preço é cerca do dobro (2 995 €), ambas atingindo os 50 microns no modo de alta resolução, e pelas inúmeras funcionalidades que a primeira oferece nomeadamente ao nível de *softwares open source*. Estão assim facilmente acessíveis *softwares* como Cura™, Repetier™, Pronterface™, ReplicatorG™ e Slic3r™. Este último é fundamental na otimização da malha, permitindo modificá-la e alterar o seu preenchimento interno, podendo recriar, com o mesmo material, zonas da palmilha com diferentes resistências. Na **Tabela 16**, podem ver-se algumas das principais características das impressoras Witbox da bq e Sneaker da Lewihe [55]:

Tabela 16 - Características das Impressoras Witbox da bq e Sneaker da Lewihe [55,56].

Impressora		Witbox da bq	Sneaker da Lewihe
Visual			
Tecnologia		FDM	FDM
Resolução [micron]	Alta	50	50
	Média	200	
	Baixa	300	
Velocidade de Impressão [mm/s]	Recomendada	60	----- ⁷
	Máxima	80	
Diâmetro de Filamento [mm]		1.75	1.75
Área de Trabalho [cm x cm x cm]		DIN A4 x 20	32 x 18.5 x 16
Requisitos de Potência [W]		348	-----
Open/Closed Source		Open Source	Closed Source
Materiais		PLA	Filaflex, PLA, Ninjaflex, PVA, ABS
Preço [€]		1 690	2 995

Modelo de palmilha RSPrint

Outro modelo de palmilha produzida por impressão 3D é a RSPrint. Esta foi desenvolvida especificamente para a maratonista britânica Paula Radcliffe, com o intuito de facilitar a recuperação de uma lesão e evitar a contração de eventuais outras; contudo, o método de fabrico muito centralizado no utilizador, pode efetivamente trazer contributos, nomeadamente na área dos sapatos ortopédicos [57].

⁷ Dados indisponíveis.

O sistema RSPrint é o pioneiro no que concerne a fabricar palmilhas por impressão 3D, totalmente customizadas e tendo em consideração toda a dinâmica associada aos movimentos do seu utilizador. Assim, primeiramente este tem de caminhar sobre um tapete associado a um *scanner* com alta resolução que permite não só captar a forma como o pé contacta no solo durante os movimentos, como possibilita uma análise de distribuição de pressão (**Figura 67**). Em seguida, um técnico especialista verifica quais as zonas do pé que necessitam de maior suporte e ocorre a modelação da palmilha que é depois impressa (**Figura 68**) [57].



Figura 67 - Sistema RSPrint: a) tapete RSPrint; b) *software* RSPrint de análise de pressão [57].



Figura 68 - Palmilha RSPrint [57].

Modelo de palmilha Light Soles

A palmilha Light Soles foi desenvolvida pelo ciclista Alan Jacobsen e pela corredora Caitlin Jacobsen com o objetivo de melhorar as suas performances desportivas. Combinando o Fabrico Aditivo com a tradicional produção em materiais compósitos, estas palmilhas extremamente leves e finas são originadas pela união de fibras e resina através de cura por luz UV-LED. Desta forma, em 2 minutos pode obter-se a palmilha desejada [58].

Para diminuir os efeitos da pressão no antepé de um ciclista enquanto pedala, foram também projetadas palmilhas Light Soles com uma fina camada de espuma, equipadas com orifícios potenciadores da saudável respiração da pele (**Figura 69**) [58].

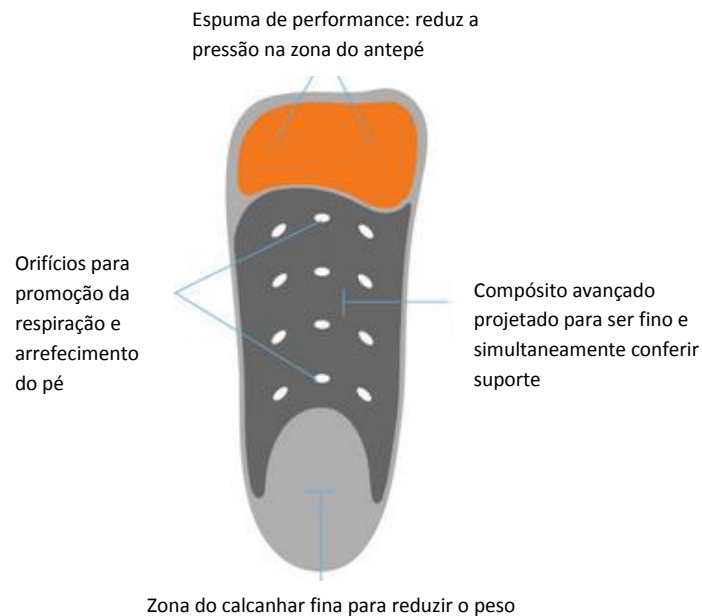


Figura 69 - Palmilha Light Soles [58].

Um par de palmilhas Light Soles para corrida está disponível a partir de 57 €, enquanto que o conjunto de palmilhas para corrida e ciclismo orçam 106 € [58].

Modelo de palmilhas SOLS – 3D Printed Custom Orthotics

As palmilhas SOLS foram especialmente desenvolvidas para suprir as necessidades dos utilizadores de calçado ortopédico. O processo de obtenção das palmilhas começa com o *download* de uma aplicação, disponível para iOS e Android, com a qual o cliente pode encomendar o seu produto SOLS. Inicialmente, é pedida a inserção de informações como género, idade, altura e peso, estilo de vida, número de calçado e nível de flexibilidade do pé (referente à articulação adjacente à primeira cabeça do metatarso). Seguidamente, o paciente deve fotografar ou gravar diversos perfis do seu pé, por forma a permitir extrair corretamente as medidas. Embora o sistema SOLS ofereça uma liberdade inovadora, exige alguns cuidados em particular no que respeita a esta etapa. Assim, no caso de se optar pelo método de fotografia, este deve iniciar-se o mais perto possível do pé, sendo que a captura de imagem apenas deve ocorrer quando todo o perfil estiver compreendido dentro das margens impostas pela aplicação [59].

As 3 fotografias exigidas estão presentes no esquema da **Figura 70**:

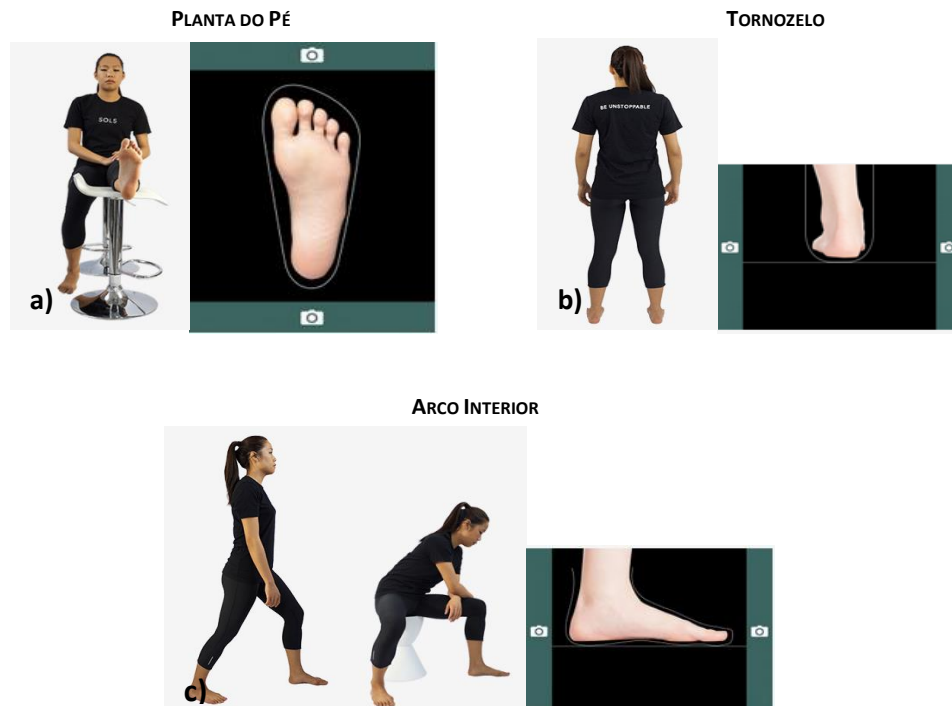


Figura 70 - Captura de imagens exigida pela aplicação SOLS: **a)** plantar; **b)** tornozelo; **c)** arco interior [59].

No caso da captura da geometria plantar, esta deve ocorrer estando a perna isenta de qualquer tipo de esforço, a perna e a superfície plantar do pé devem perfazer um ângulo de 90° e esta última e o ecrã do iPad, tablet ou smartphone devem estar paralelos (**Figura 70 a)**). Fotografar a zona do tornozelo tem como principal objetivo ver o desalinhamento subtalar existente; para tal é indicado que não seja corrigida a postura natural do utilizador (**Figura 70 b)**). Para captura do arco interior, a perna e o pé devem fazer um ângulo reto, podendo o utilizador estar em pé ou sentado, conforme mais cómodo, desde que todo o peso recaia sobre a perna fotografada (**Figura 70 c)**). Este procedimento deve ser efetuado sobre os dois pés e demora cerca de 15 minutos. Seguidamente, o utilizador só tem de selecionar as diversas opções de customização, como espessura da palmilha, para que esta possa ser modelada e impressa [59].

As palmilhas SOLS chegam ao cliente ao fim de uma semana desde a encomenda, estão disponíveis em diversas cores, são laváveis e podem orçar entre 270-450 € (face aos 450-900 € associados a uma palmilha-ortótica de fabrico tradicional). O material selecionado para o fabrico das palmilhas SOLS é normalmente filamento de nylon, mas também podem ser impressas em filamento de bambu. Ambos os materiais facilitam a respiração do pé, evitando a proliferação de fungos e micróbios [60].

Modelo de sapato ADAPTIV da SOLS

Também da empresa SOLS, surge o calçado ADAPTIV. Este é também desenvolvido através de fotografias do pé. Os seus principais componentes representam-se na **Figura 71**:



Figura 71 - Principais componentes do calçado ADAPTIV da SOLS [61].

Esta bota customizada ADAPTIV foi desenvolvida para atletas, mas pode ser adaptada às necessidades de pessoas com paralisia cerebral e incorpora giroscópios e sensores de pressão que fazem deslocar ar e outros fluidos pelo sapato, em resposta a movimentos ou alterações de peso corporal [61].

Modelo de sapato do *designer* Frederik Bussels

Na vertente dos sapatos especialmente concebidos para um utilizador concreto, foi desenvolvido pelo designer Frederik Bussels, no estúdio Pixel Depot, na Bélgica, um modelo (**Figura 72**) que, embora tenha sido especialmente criado para atletas de alta competição, pode ver muito do conhecimento envolvido ser extrapolado para o domínio das pessoas com paralisia cerebral [57].

Após tiragem de diversas fotografias ao pé para o qual se pretende fabricar um sapato totalmente ajustado, as referidas imagens foram convertidas num modelo digital 3D através do *software* de modelação 3D Autodesk's 123D Catch. Em seguida, deu-se então a modelação

3D do sapato e a sua impressão num material semelhante à borracha, segundo uma tecnologia à base de pó, através do serviço *online* oferecido pela empresa i.materialise, que permite o envio de peças para impressão, sem necessidade de o próprio ter de adquirir uma impressora pessoal [57].



Figura 72 - Sapatos Frederik Bussels [57].

Modelo FOOTPRINT - 3D printed custom algorithmic footwear

O modelo *FOOTPRINT - 3D printed custom algorithmic footwear* foi desenvolvido por uma equipa de 2 estudantes de Design Industrial – Matt Flail e Tim Ganter –, da Universidade de Filadélfia, Estados Unidos da América, em colaboração com um estudante de Podologia e o seu professor. Esta associação multidisciplinar possibilita a perceção das necessidades específicas dos diversos utilizadores, a nível dos membros inferiores, e a implementação prática de soluções para esses problemas. Enquanto projeto de dissertação, Matt Flail e Tim Ganter pretenderam ainda a conceção de um sapato moderno e visualmente atrativo, confortável, que se adaptasse totalmente ao pé do utilizador, durável e cujos materiais constituintes fossem recicláveis, já que, anualmente, os estadunidenses se desfazem de cerca de 300 milhões de pares de sapatos tradicionais, sem que a reciclagem dos materiais envolvidos seja possível [62].

Esta equipa de estudantes começou então por digitalizar os seus pés com auxílio de um *scanner* 3D, seguindo-se a etapa de modelação algorítmica, cujo intuito passa por recriar estruturas celulares, que simulem o almofadamento proporcionado pela espuma EVA comum. Com um *software* de modelação algorítmica (Autodesk Fusion 360), é possível manipular o tamanho, forma e posição das células (de acordo com o diagrama de Voronoi), permitindo a criação de solas (e palmilhas) com diferentes densidades, utilizando apenas um material [62].




A etapa seguinte consistiu na impressão 3D dos protótipos de solas-palmilhas, tendo sido utilizada, para o referido feito, a impressora da gama RepRap Bukobot, desenvolvida pelo *designer* Diego Porqueras da empresa norte-americana Deezmaker. Especializado na tecnologia FDM, este equipamento trabalha com facilidade filamentos flexíveis, como NinjaFlex (elastómero termoplástico utilizado na impressão dos protótipos iniciais, semelhante à borracha e cuja flexibilidade e comportamento à compressão se assemelha à de uma espuma comum), SemiFlex e FilaFlex. Após algumas adaptações aos referidos modelos precursores, a impressão do segundo protótipo decorreu com recurso a um equipamento da tecnologia Polyjet, da Stratasys, tendo-se optado pelos materiais TangoBlack and TangoPlus, da gama *rubber-like*, que são bastante fortes e duráveis e simulam perfeitamente uma estrutura celular fechada. Contudo, estes não permitem a remoção do material de suporte, o que pode constituir uma desvantagem. Assim sendo, as peças funcionais viriam a ser concebidas numa impressora da 3D Systems, baseada na tecnologia de SLS. O material utilizado foi então pó de nylon da gama DuraForm FLEX, por ter excelente comportamento à compressão, excelente flexibilidade, ser bastante leve (semelhante à espuma EVA comum) e, com os tratamentos de pós-processamento adequados, pode assumir elevada durabilidade. Convém ainda referir que à sola-palmilha final foram acoplados pequenos componentes em borracha nas zona de maior desgaste, para aumentar a durabilidade do produto. Na **Figura 73** podem ver-se os resultados decorrentes das diversas fases de fabrico da sola-palmilha [62]:



Figura 73 - Etapas de fabrico da sola: **a)** sola em NinjaFlex; **b)** sola em TangoBlack and TangoPlus; **c)** sola em DuraForm FLEX - **adaptado de [62]**.

Nas **Tabelas 17** e **18** podem então ver-se, respetivamente, as principais características de cada um dos materiais utilizados e das impressoras. É de mencionar que, como não foram divulgados os modelos das impressoras utilizadas nas diversas etapas de conceção, analisaram-se as características de alguns equipamentos inseridos nas gamas referidas.

Tabela 17 - Principais características das impressoras utilizadas para produção dos protótipos e peça funcional [63,64,65,66,67,68].

Impressora		Bukobot 8 v2 Duo Kit (Dual Extruders) da Deezmaker	OBJET Eden 260 VS da Stratasys	Projet 460 Plus da 3D Systems ⁸
Visual				
Tecnologia		FDM	Polyjet	SLS
Resolução (máx.) [micron]		50	16	10
Velocidade de Impressão [mm/s]	Recomendada	200	----- ⁹	0.00639 ¹⁰
	Máxima			
Área de Trabalho [cm x cm x cm]		20 x 20 x 20	25.5 x 25.2 x 20	20.3 x 25.4 x 20.3
Requisitos de Potência [W]		250	1 500	----- ⁹
Open/Closed Source		Open Source	Closed Source	Closed Source
Preço [€]		1 328	----- ⁹	67 576

⁸ Selecionada dentro gama de impressoras Projet da 3D Systems.

⁹ Dados indisponíveis.

¹⁰ Velocidade de construção vertical.

Tabela 18 - Materiais utilizados para produção dos protótipos e peça funcional [69,70,71,72].

Propriedade	NinjaFlex		TangoBlack FLX973		DuraForm FLEX	
	ASTM	Valor	ASTM	Valor	ASTM	Valor ¹¹
Densidade [g/cm ³]	----- ¹²	1.2	----- ¹²	----- ¹²	D4164	0.44
Tensão Limite Elástico [MPa]	----- ¹²	----- ¹²	D412	1.8-2.4	D638	1.8
Elongação na Rotura [%]	----- ¹²	----- ¹²	D412	45-55	D638	110
Módulo de Young [MPa]	----- ¹²	----- ¹²	----- ¹²	----- ¹²	----- ¹²	----- ¹²
Resistência à Flexão [MPa]	----- ¹²	----- ¹²	----- ¹²	----- ¹²	----- ¹²	----- ¹²
Módulo de Flexão [MPa]	----- ¹²	----- ¹²	----- ¹²	----- ¹²	D790	5.9
Dureza Shore (A)	----- ¹²	85	D2240	60-62	D2240	45-75

No que concerne ao fabrico da gáspea, esta foi concebida como uma única peça (WHOLEGARMENT) numa máquina de malha SHIMA SEIKI, à qual se adicionaram cordões de nylon, para maximizar o ajuste ao pé.

Em termos de acoplamento das diversas partes constituintes do sapato, estas poderão ocorrer por costura, encaixe, entre outros, conforme representado na **Figura 74**:



Figura 74 - Técnicas de acoplamento das diversas partes do sapato - adaptado de [62].

¹¹ Após sinterização.

¹² Dados indisponíveis.

Na **Figura 75** pode então visualizar-se o sapato na sua totalidade:

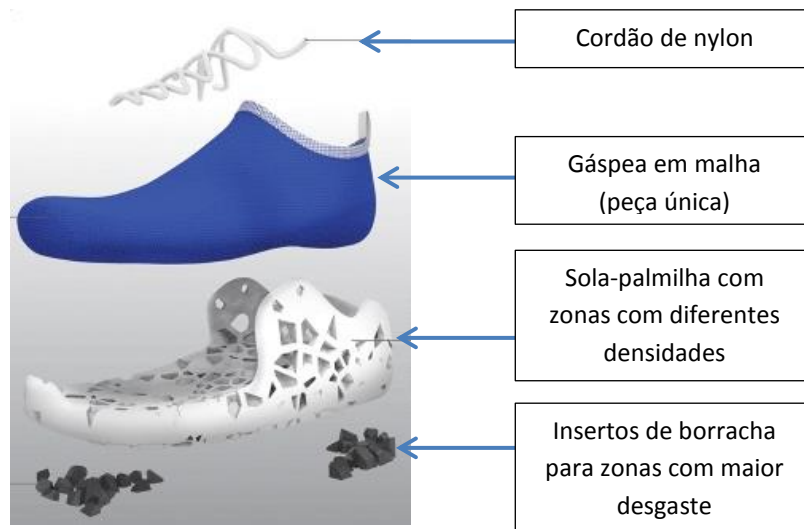


Figura 75 - Sapato FOOTPRINT - 3D printed custom algorithmic footwear [62].

Modelo Exo-Foot de Onyx Ashanti

O modelo Exo-Foot (**Figura 76**) foi desenvolvido pelo músico Onyx Ashanti com o objetivo de criar uma sandália que assegurasse toda a liberdade de movimentos do pé e que, ao contrário dos sapatos comuns, concentrasse a maioria do peso corporal na zona do antepé e mediopé, aliviando a pressão ao nível do calcanhar. Este protótipo foi obtido através de impressão num equipamento RepRap. Os materiais utilizados foram filamento de nylon e EcoFlex PLA do fabricante Formfutura. Constituído por peças modulares, o Exo-Foot permanece ainda um protótipo, mas ainda tenderá a evoluir mais com a introdução de sensores de pressão também fabricados por impressão 3D, bem como giroscópios para deteção de posição e movimento [73].



Figura 76 - Exo-Foot projetado por Onyx Ashanti [73].

2ª PARTE – CASOS DE ESTUDO

CAPÍTULO 7 - CASO DE ESTUDO A: DESENVOLVIMENTO DE CONTRAFORTE EM IMPRESSÃO 3D PARA CALÇADO PARA PESSOAS COM PARALISIA CEREBRAL

Como referido ao longo desta dissertação o contraforte é um dos elementos mais importantes do sapato, especialmente em calçado desenvolvido para utilizadores com paralisia cerebral, já que auxilia no controlo da marcha. Este caso de estudo pretende avaliar de que forma pode um contraforte totalmente adaptado ao utilizador ser concebido por Impressão 3D.

7.1. O CONTRAFORTE

O contraforte revela-se um dos constituintes fundamentais dos sapatos, pois permite equilibrar e corrigir em certa medida a marcha do utilizador, sendo normalmente fabricado em material não-tecido impregnado por cola, couro ou termoplástico.

A maioria dos contrafortes são produzidos em material não-tecido, que é recortado por cortantes, sendo depois impregnado por cola (normalmente de base solvente), para endurecimento; obtém-se assim um laminado, geralmente em forma de asas de borboleta, que é depois termoconformado, sendo colocado no interior da gáspea. Os materiais não-tecidos são definidos pela norma ISO 9092 como sendo uma estrutura plana, flexível e porosa, constituída de véu ou manta de fibras ou filamentos, orientados direccionalmente ou ao acaso, consolidados por processo mecânico (fricção) e/ou químico (adesão) e/ou térmico (coesão) e combinações destes (exceto por processos como tecelagem ou entrelaçamento de malhas) [74].

Por vezes, os materiais não-tecidos para o fabrico de contrafortes laminados são já comercializados em placas previamente impregnadas com resina, posteriormente ativada por aumento da temperatura. No caso da **Figura 77**, são vendidas placas (0.75 m x 1.25 m) de não-tecido de fios de poliéster, pré-impregnadas com resina de copolímeros termoplásticos de estireno-butadieno carboxilado e estireno acrílico, ao preço de 2.33 € [75].



Figura 77 - Placas de não-tecido de fios de poliéster, pré-impregnadas com resina de copolímeros termoplásticos de estireno-butadieno carboxilado e estireno acrílico [75].

Tendo em conta que cada vez as preocupações com o impacto ambiental são maiores, já são fabricados contrafortes em termoplástico 100% recicláveis, com mais de 80% de materiais de fonte renovável, como os da gama Ecofibra da empresa Artecola Química. Os contrafortes da gama Ecofibra possuem na sua composição polímeros de baixo ponto de amolecimento e fibras de origem vegetal, bem como uma tela de algodão aberta. Por exemplo, o contraforte Ecofibra S 1303 AC utiliza fibras de acerola [76,77].

Por outro lado, no caso dos contrafortes em termoplástico estes são usualmente construídos em PVC (por vezes semirrígido), PP ou resinas, por extrusão de plástico, que quando aquecido, pode ser novamente moldado, sendo portanto readaptável. Este tipo de contraforte é o que permite um melhor controlo da marcha, corrigindo-a e impedindo desvios na zona subtalar, sendo o mais indicados para sapatos para pessoas com paralisia cerebral. Além disso, estes materiais são bastante resistentes, nomeadamente à fadiga. Na **Figura 78** podem ver-se contrafortes em diferentes materiais, com diversas geometrias de contraforte [33].

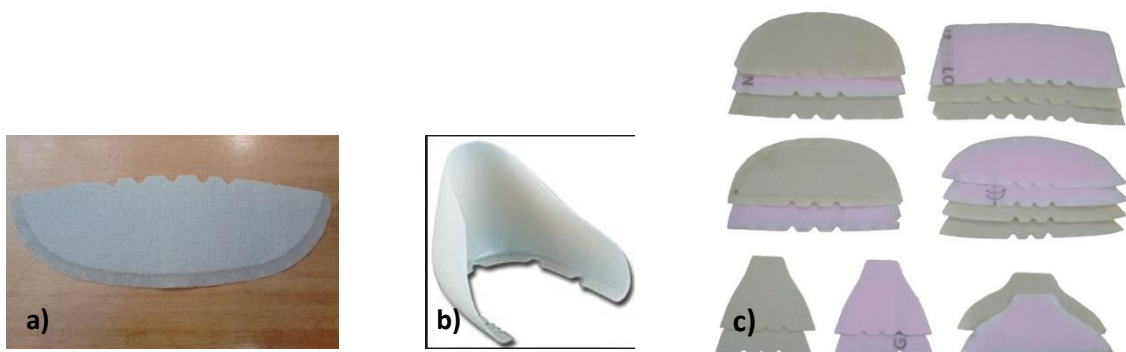


Figura 78 - Contrafortes: a) contraforte em não-tecido e resina, de geometria em asas de borboleta; b) contraforte termoplástico; c) diversas geometrias de contraforte [fonte própria,78,79].

Em termos de processos de fabrico, os contrafortes podem ser laminados, extrudidos ou injetados, sendo os mais comuns, os laminados. No caso dos contrafortes laminados ou extrudidos a sua conformação é feita pela aplicação de alta temperatura e pressão numa máquina específica, como se ilustra na **Figura 79 [80]**.



Figura 79 - Conformação de contrafortes [81].

Na Klaveness, os contrafortes do calçado especial são desenvolvidos em específico para cada pessoa, sendo fabricados em não-tecido e cola e, portanto, laminados. Atualmente, por questões de índole ambiental, a Klaveness tem vindo a substituir a cola de base solvente por cola de base aquosa. As visitas à fábrica permitiram ainda concluir que o processo de fabrico de um contraforte como o presente na **Figura 78 a)**, da empresa Klaveness, demora cerca de 30-45 minutos (modelação, corte e impregnação), podendo a secagem da cola ser feita naturalmente ou em estufa.

No diagrama da **Figura 80** é visível uma esquematização do processo de fabrico de contrafortes laminados, bem como os resíduos sólidos e gasosos (compostos orgânicos voláteis – COV) associados [38].

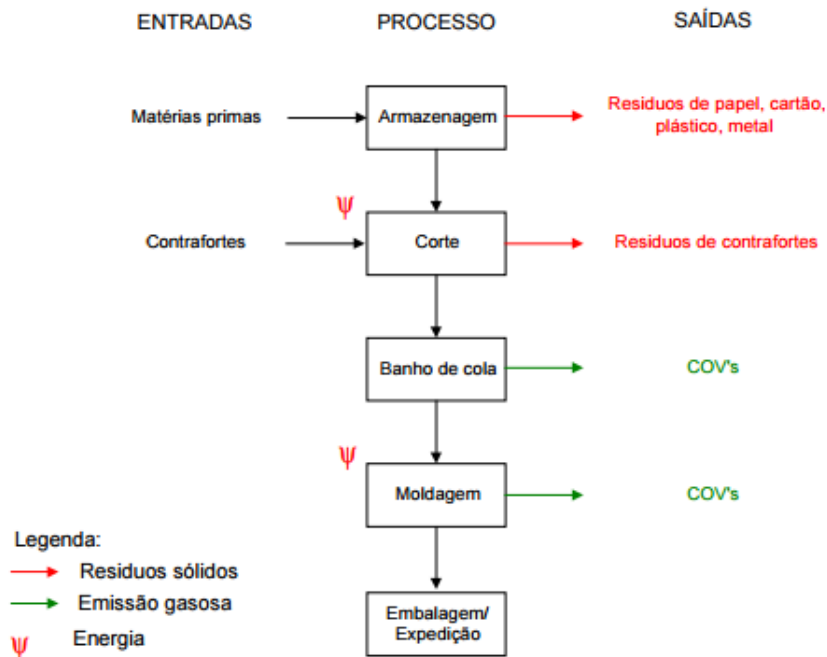


Figura 80 - Processo de fabrico de contraforte laminado e resíduos associados [38].

Ainda sobre o fabrico de contrafortes laminados, segundo o relatório *Guia Técnico – Setor do Calçado* do Instituto Nacional de Engenharia e Tecnologia Industrial (INETI), os resíduos advindos da produção deste componente são, juntamente com outros resíduos de confeção e acabamentos, considerados banais, sendo, contudo, responsáveis por 40 618.2 ton/ano de resíduos [38].

7.2. TESTE DE PRESSÃO PLANTAR

Todo o procedimento experimental realizado no âmbito desta dissertação teve a colaboração de uma voluntária (sexo: feminino, idade: 32 anos, altura: 1.63 m, peso: 66 kg), *designer partner* no projeto *RitaRedShoes.cerebralpaly.designproject*, inserida na categoria “II – Anda com limitações”, do GMFCS, não necessitando de canadianas ou outro equipamento de apoio [16].

Para desenvolver um contraforte especificamente para um utilizador, é necessário primeiramente classificar o seu tipo de pé, quer em termos de inspeção visual, quer através de resultados de testes de pressão plantar.

Desta forma, ainda durante o *workshop* inicial *RitaRedShoes.cerebralpaly.designproject* foram realizados alguns testes de pressão, que embora rudimentares, permitiram de imediato a observação de algumas diferenças registadas entre um pé normal (de uma outra voluntária, sem paralisia cerebral) e um pé com patologia (da voluntária com paralisia cerebral). Os resultados do teste realizado com tinta de carimbo apresentam-se abaixo na **Figura 81**:



Figura 81 - Impressão plantar: **a)** Pé de voluntária sem paralisia cerebral; **b)** Pé de voluntária com paralisia cerebral. [fonte própria]

Na **Figura 81 a)** (acima), pode verificar-se a impressão de pés ditos normais sobre uma tela. Comparando com a **Figura 81 b)**, pode ver-se que os pés da pessoa com paralisia cerebral denunciam alguma supinação (especialmente o pé esquerdo), já que se encontram ligeiramente orientados para o interior. Além disso, verifica-se que, no pé esquerdo, a zona do mediopé não contacta com o solo, o que porventura indicia um pé cavo. Contudo, o mesmo não se verifica no caso do pé direito, que pode até ser considerado plano. Outro dos factos a referir prende-se com a cor mais escura registada junto aos calcanhares, que reflete que a marcha não será totalmente equina, já que a maior pressão regista ao nível do retropé. Ainda em termos de pressão, o pé direito é claramente o impulsionador da marcha, pelo que é sobre ele que recai o restante estudo.

Assim, em seguida, para determinar a distribuição de pressão, procedeu-se ao teste de pressão plantar em marcha dinâmica, com o sistema de palmilha WalkinSense, projetado pela empresa Tomorrow Options Microelectronics, S.A., Sheffield, Reino Unido, e, mais recentemente, adquirido pela Kinematics. Este sistema serve-se de duas palmilhas devidamente instrumentadas com 8 sensores resistivos do tipo FSR (cada uma), que permitem quantificar a força exercida sobre a palmilha (e consequentemente, a pressão) nas regiões abrangidas pelos sensores, durante todo o desenvolvimento de uma passada (desde que se inicia até à retirada do pé do solo). A escolha deste sistema deveu-se naturalmente à sua disponibilidade, mas também flexibilidade, já que, dado que se estudava uma situação de

marcha instável, este é facilmente transportável, não obrigando a deslocações a laboratórios por parte da voluntária. Outro dos motivos que suportam o uso do sistema WalkinSense são os resultados divulgados no âmbito do estudo *Repeatability of WalkinSense® in shoe pressure measurement system: A preliminary study*, de Aoife Healy *et al.*, que compara o versátil sistema F-Scan da empresa Tekscan Inc., Boston, EUA, com o primeiro. É de referir que ambos os sistemas se implementaram da mesma forma (8 sensores FSR, com uma área circular de 7.07 cm^2 , dispostos segundo a configuração sugerida do WalkinSense) e que, da análise da marcha de 3 indivíduos saudáveis, em 2 dias distintos, se concluiu que, em regra (exceto região do *Hallux*, ponto 2, no primeiro dia – ver **Figura 82**), os resultados de pressão registados pelo WalkinSense eram bastante superiores aos verificados aquando do uso do sistema F-Scan (ver **Tabela 19**) [82].

Tabela 19 - Valores máximos de pressão registados no decurso do estudo *Repeatability of WalkinSense® in shoe pressure measurement system: A preliminary study* [82].

Sensor	Região do Pé	Valor de pressão máxima (kg/cm ²)			
		WalkinSense		F-Scan	
		Dia 1	Dia 2	Dia 1	Dia 2
1	<i>Hallux</i>	1.05	1.29	1.17	1.22
2	1ª Cabeça do Metatarso	1.81	1.94	1.59	1.63
3	2ª Cabeça do Metatarso	2.36	2.48	1.47	1.62
4	3ª Cabeça do Metatarso	2.94	2.86	2.03	1.91
5	4ª Cabeça do Metatarso	2.05	2.16	1.76	1.25
6	Mediopé	0.71	0.71	0.47	0.42
7	Centro do Calcanhar	2.30	2.13	2.01	1.62
8	Exterior do Calcanhar	3.16	2.74	2.45	2.04

O facto de o WalkinSense contabilizar valores de pressão superiores, face a outro sistema, permite considerar essa diferença como um coeficiente de segurança na medição, podendo, na realização de alterações a nível do calçado, efetuar-las com maior eficácia [82].

Assim, as palmilhas instrumentadas foram colocadas no interior dos sapatos da voluntária e, dado que esta apresentava algumas dificuldades locomotoras, teve de percorrer cerca de 20 m para que fosse possível a recolha de dados; a velocidade de marcha registada no

ensaio foi de 0.1 m/s. Nos gráficos da **Figura 82** são exibidos os resultados do teste com o *software* WalkinSense:

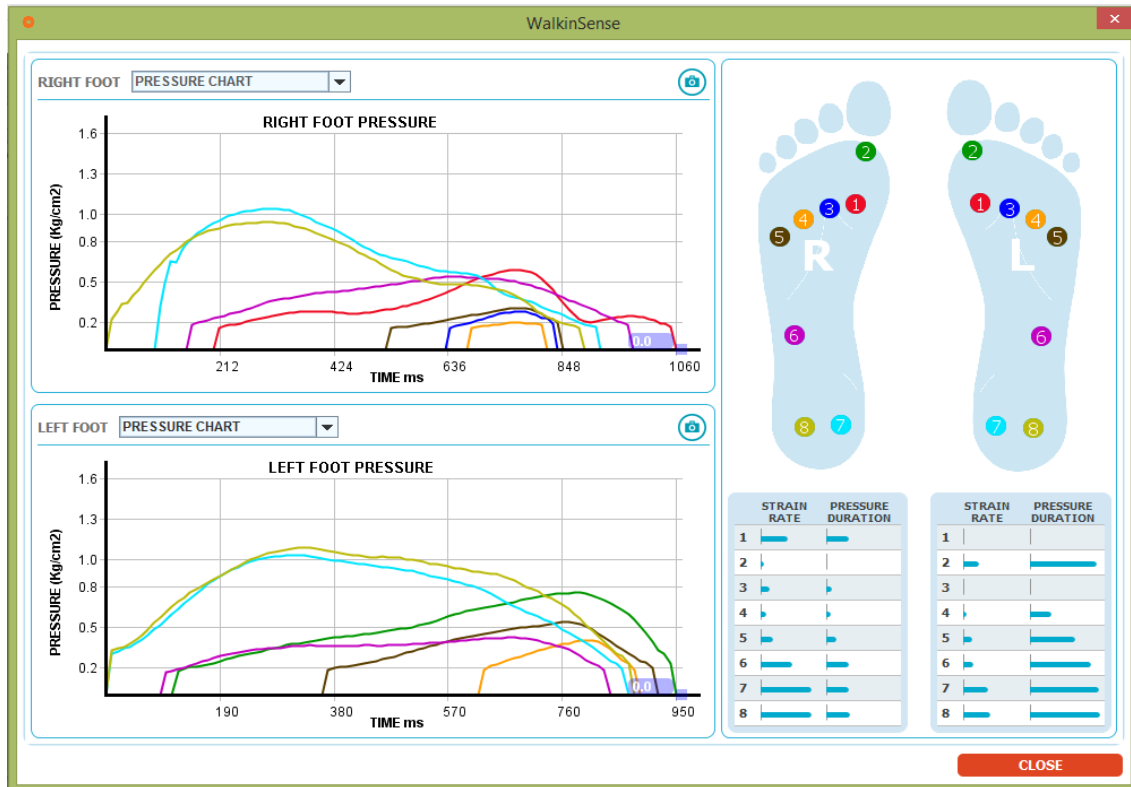


Figura 82 - Resultados do teste de pressão (da voluntária com paralisia cerebral) com o *software* WalkinSense [fonte própria].

Os gráficos da **Figura 82** (acima) estão, em geral, em concordância com os resultados obtidos através do teste inicial com tinta de carimbo (**Figura 81**), sendo o calcanhar (sinalizado pelos sensores com os números 7 e 8) a zona onde se detetam maiores valores de pressão, em qualquer um dos pés. Existem algumas discrepâncias, naturalmente qualitativas, entre os resultados dos dois testes devidas, por exemplo, ao facto da técnica da tinta de carimbo não ser propriamente científica e avaliar somente a situação estática e não o movimento de desenrolar do pé durante a passada. A partir da análise dos gráficos pode verificar-se que a passada, com qualquer um dos pés se inicia sempre pelo calcanhar, pelo que a marcha não é do tipo equino. É ainda visível que a passada efetuada com o pé direito (duração de 1.06 s) é mais demorada do que com o pé esquerdo (duração de 0.95 s), sendo o primeiro o impulsionador de marcha. Analisando o perfil de pressão do pé direito, observa-se que apenas não há registo de valores na zona do sensor 2. Por sua vez, no caso do pé esquerdo, não há

registo de pressão nas zonas assinaladas pelos sensores 1 e 3, junto às 3 primeiras cabeças do metatarso.

Segundo C. Leber *et al.*, no artigo científico *A comparison of shoe insole materials in plantar pressure relief*, a manifestação de dor só é atingida quando o valor de pressão registado numa determinada zona do pé excede os 254.97 kN/m^2 , isto é, aproximadamente, 2.60 kg/cm^2 . Por sua vez, o estudo de J. W. Brodsky *et al.* alega que os picos de pressão plantar decorrentes da marcha de um indivíduo saudável situar-se-ão, em média, entre os 2.80 kg/cm^2 e os 3.60 kg/cm^2 . A partir do gráfico da **Figura 82** (acima), observa-se que durante a marcha da voluntária não foram registados valores de pressão superiores a 2.60 kg/cm^2 (optando por uma perspetiva mais segura), pelo que, por força deste motivo, à partida, não ocorrerão episódios de elevada dor ou formação de úlceras (podendo verificar-se, no entanto, por exemplo, por arrastamento prolongado do pé sobre o solo) [41,44].

Comparando ainda com o estudo *Repeatability of WalkinSense® in shoe pressure measurement system: A preliminary study*, é possível verificar que os valores de pico de pressão registados no ensaio da voluntária são inferiores aos observados em pessoas com uma marcha saudável. Deste modo, para confirmar a veracidade dos resultados deliberados pelo sistema WalkinSense, efetuou-se o mesmo ensaio para uma pessoa (sexo: feminino, idade: 24 anos, altura: 1.65 m, peso: 59 kg) cuja marcha é considerada normal (ver **Figura 83** – o código de cores utilizado é o característico do WalkinSense e similar ao presente na **Figura 82**) [41]:

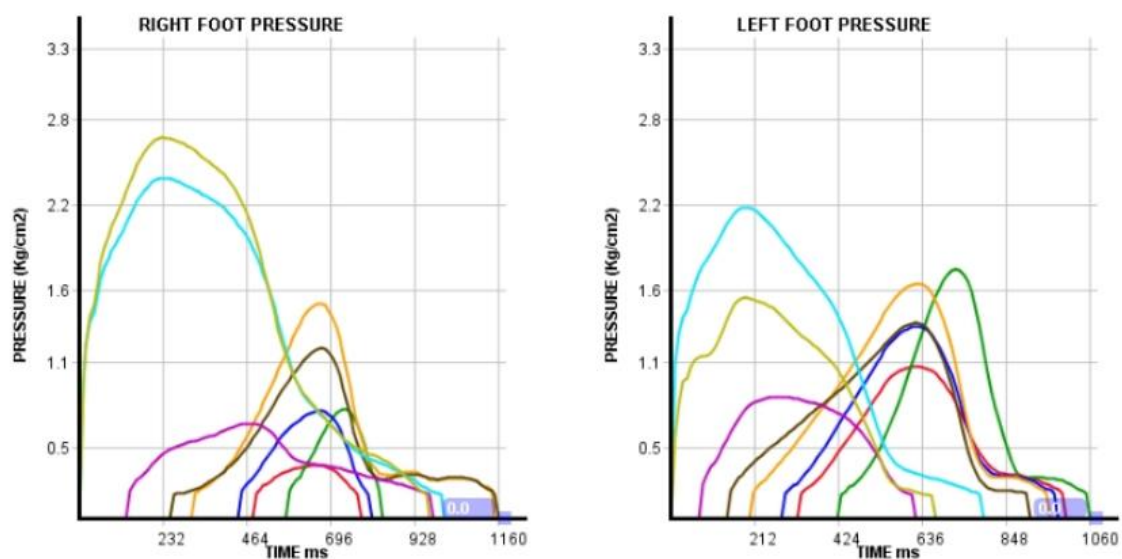


Figura 83 - Resultados do teste de pressão (da pessoa sem paralisia cerebral) com o *software* WalkinSense [fonte própria].

Comparando os gráficos das **Figuras 82** (voluntária com paralisia cerebral) e **83** (pessoa sem paralisia cerebral), pode ver-se que a principal diferença reside no facto de, no primeiro caso, algumas zonas do pé permanecerem mais tempo sobre o solo durante o movimento, o que indicia uma marcha arrastada (ver, por exemplo, leitura no pé direito, pelo sensor 2, sinalizado a vermelho). Por outro lado, em termos de valores de pressão plantar, observa-se que, mesmo no que concerne aos resultados WalkinSense da pessoa com marcha saudável, estes se situam abaixo dos referidos na literatura, o que permite denotar que o processo de assumpção do que são valores normais e desejáveis de pressão plantar é um processo complexo e bastante particular, dependendo das características morfológicas e fisiológicas do individuo, bem como do seu padrão de marcha.

Embora não se verifiquem preocupações de maior no âmbito de distribuição de pressões (que deve procurar ser uniformizada pelo uso de palmilhas adequadas), controlar a marcha, alinhando corretamente a região subtalar, é deveras fundamental. Assim, a conceção de um contraforte rígido customizado obtido por Impressão 3D surge como uma solução a explorar como melhoramento da marcha instável do utilizador. Dado ser o impulsionador da marcha (tem mais regiões em contacto com o solo durante a passada), o pé direito é então um pé com tendência plana e vara, associando-se à supinação.

7.3. LEVANTAMENTO DE FORMA

Segundo Laughton C. *et al.* no estudo *A comparison of four methods of obtaining a negative impression of the foot*, o levantamento de forma deve ser preferencialmente feito por digitalização sobre gesso. Efetivamente, para um utilizador cujo controlo dos movimentos é bastante instável como no caso das pessoas com paralisia cerebral, a construção de um molde de gesso correspondente ao pé da mesma surge como uma boa solução. O levantamento de forma por gesso, com alginato de sódio, do pé da voluntária, ocorreu nas instalações do INEGI [50].

O levantamento de forma por gesso, com alginato de sódio, consiste numa técnica rápida e eficaz de reproduzir elementos, exigindo, contudo, diversos cuidados, nomeadamente a nível de evitar a formação de bolhas, quando se pretende retratar fielmente um determinado componente. Neste caso, como as tolerâncias exigidas não eram muito rígidas, pois apenas se procurava reproduzir a forma com suficiente qualidade, dispensou-se o uso de

câmara de vácuo para impedir a formação de bolhas. Ainda assim os resultados obtidos foram bastante satisfatórios.

A metodologia adotada, representada sucintamente no esquema da **Figura 84**, foi a seguinte:

i) Seleção de um voluntário, cujo pé se pretende reproduzir;

ii) Colocação de vaselina em torno do pé do voluntário;

Esta etapa tem como principal objetivo permitir que a mistura de alginato de sódio e água adira bem ao pé, a fim de permitir a reprodução de nervuras e outros detalhes presentes no pé. O facto de se ter utilizado uma vaselina de relativamente baixa aderência, também facilita a ação de desmoldagem, com o mínimo de destruição da mistura (sólida) de alginato de sódio e água possível.

iii) Colocação do pé do voluntário dentro do recipiente, onde irá ser vazada a mistura de alginato de sódio e água;

Este segmento do procedimento experimental exige efetivamente bastantes cuidados, dado que o pé não pode tocar no fundo do recipiente, pois assim não é possível retratar com exatidão a planta do pé. Além disso, a parte inferior da perna deverá fazer um ângulo de 90° com a planta do pé (que deverá estar paralela ao solo) e com a parte da coxa. (**Figura 84 a**)

iv) Dissolução do alginato de sódio em água (**Figura 84 b**);

Segundo especificações presentes no invólucro do alginato *Kromopan 100*, uma embalagem deste (450 g) deveria ser misturada com 1250 ml de água. No entanto, para aumentar o tempo de manobra de ajuste da posição do pé, que, desta forma, cingir-se-ia a cerca de 30 segundos, dobrou-se a quantidade de água, para estender o tempo de solidificação da mistura e permitir o posicionamento o mais correto possível do pé. Foram então misturados, com auxílio de uma *Black&Decker*, 450 g de alginato de sódio e 2500 ml de água, durante cerca de 45 s.

v) Vazamento da mistura de alginato de sódio e água no recipiente, onde se colocou o pé (**Figura 84 c**);

vi) Desmoldagem do pé ao fim de 5 minutos;

É de referir que ao fim de cerca de 1 minuto os movimentos permitidos ao pé do voluntário eram já bastante restringidos, conforme relato do voluntário, fruto da solidificação da mistura de alginato de sódio e água, acompanhada de alteração cromática (de lilás para branco) (**Figura 84 d**)). Ao fim de 5 minutos retirou-se o pé do voluntário de dentro da mistura sólida, tendo-se obtido uma cavidade correspondente à forma do pé (**Figura 84 e**)).

vii) Dissolução do gesso em água (Figura 84 f**)**;

Esta etapa consistiu na mistura do gesso – hemihidratado, de construção civil (estruque), da marca SIVAL (especificações na **Tabela 20**), com água, nas proporções de 1.450 kg de gesso/l de água [83].

Tabela 20 - Especificações do gesso de estuque SIVAL [83].

Especificação	Valor
Proporção de gesso/água [kg de gesso/l de água]	1.450
Tempo de início de presa [min.]	12 ± 3
Tempo de fim de presa [min.]	28 ± 5
Expansão linear (1 hora) [máx.; %]	0.20
Resistência à flexão [MPa]	5.1

viii) Vazamento da mistura de gesso e água na cavidade (Figura 84 g**)**;

ix) Desmoldagem do componente em gesso ao fim de cerca de 45 minutos;

Após total solidificação do modelo (**Figura 84 h**)), este deve ser extraído com cuidado, com vista a não danificar a mistura de suporte, que pode porventura ser reutilizada, se adequadamente conservada, ou o próprio componente.

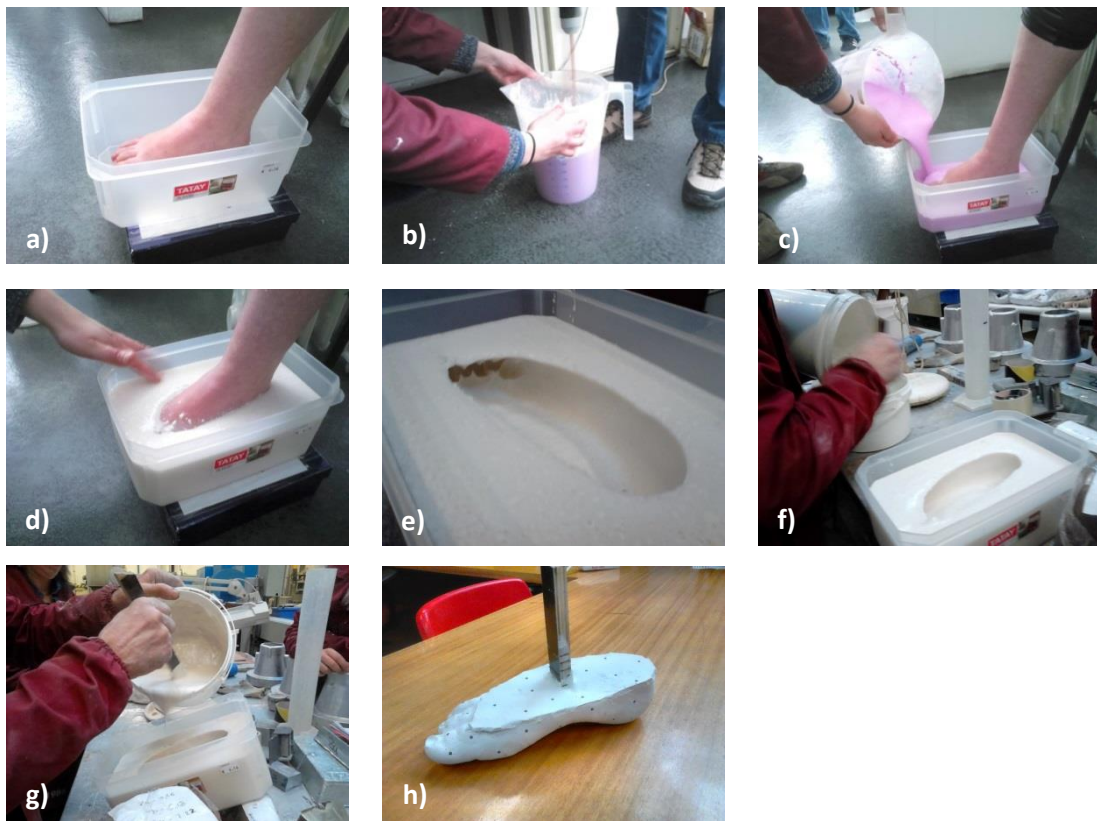


Figura 84 - Esquema do procedimento experimental de levantamento de forma com alginato de sódio [fonte própria].

Obtido o modelo do pé em gesso, optou-se por efetuar a digitalização do mesmo. Para tal, recorreu-se ao *scanner* 3D presente no Laboratório de Metrologia do INEGI. Este equipamento de alto custo – ATOS III Triple Scan – foi desenvolvido pela empresa alemã GOM e funciona com base num LCD e duas câmeras de vídeo que formam uma espécie de grelha que permite ao elemento digitalizador reconhecer posição; através de triangulação, é então possível a correta captação de *shots*, que permite retratar eficazmente o modelo 3D desejado. Na **Tabela 21** apresentam-se as principais características do equipamento:

Tabela 21 - Características do *scanner* 3D ATOS III Triple Scan [84,85].

Característica	ATOS III Triple Scan
Câmeras	2
Pixels da Câmera	8 000 000
Áreas de Medição [mm ²]	38 x 29 – 2 000 x 1 500
Espaçamento entre Pontos [mm]	0.01–0.61
Distância de Trabalho [mm]	490–2 000
Sensores de Controlo	Integrados
Comprimento de Cabo (Máx.) [m]	30
Posicionamento do Objeto	Manual ou por rotação automática de mesa
Sistema Operativo	Windows 7
Materiais e Acabamentos Admitidos	Preferencialmente partes de cor branca e acabamento opaco, mas também digitaliza peças escuras com acabamento brilhante
Geometrias Admitidas	Digitaliza geometrias complexas
Sensibilidade à Luz Ambiente	Baixa
Sensibilidade às Vibrações do Ambiente	Inexistente
Temperatura de Operação [°C]	5–40 °C, não condensado
Tensão de Alimentação [V]	90–230 V AC
Preço [€]	292 710 €

Antes de iniciar o processo de digitalização convém ter alguns cuidados, nomeadamente devem colocar-se alvos dispersos ao longo de todo o objeto a digitalizar (**Figura 85**). Estes alvos são codificados numericamente e não devem ser colocados em linha uns com os outros, visto que, dessa forma, o sistema pode não reconhecer corretamente os pontos, após rotação da peça, entre *shots*. Além disso, no caso de peças de cor escura ou com brilho (como por exemplo, a pele, no caso de digitalização direta sobre o membro inferior do paciente), deve ser vaporizado, a 20 cm e 30° de inclinação da superfície a digitalizar, um pó de giz, branco, como o conteúdo do *spray* da marca Helling (embora o *scanner* esteja apto a digitalizar superfícies escuras e/ou brilhantes). Outro dos revestimentos que poderia também

ter sido aplicado era uma camada de óxido de titânio (TiO_2). Para obtenção de resultados próximos dos ótimos, são aconselháveis deposições da ordem dos 44 μm de pó de giz, contra apenas 5 μm de TiO_2 . No presente caso, não foi aplicado nenhum dos revestimentos mencionados, já que a peça em causa era de cor branca e opaca. É de referir que as **Figuras 85 a 89** respeitam a um pé-teste, sem patologia (utilizado para verificar, antes de seleccionar uma paciente com paralisia cerebral, a aplicabilidade do procedimento experimental planeado) [86].



Figura 85 - Alvos dispersos pelo modelo a digitalizar [fonte própria].

Visto que a peça a digitalizar era relativamente pequena, optou-se por utilizar uma área de medição intermédia. Esta assinala-se pela cor azul devido à tecnologia *Blue Light*, que torna todo o sistema imune ao efeito da luz ambiente. É de mencionar que o *scanner* ATOS III Triple Scan consegue digitalizar objetos até 30 m de comprimento, com alta resolução local, se combinado com o sistema TRITOP (que permite efetuar a digitalização por determinação de coordenadas 3D). Para assegurar que o varrimento de imagem ocorre corretamente, é necessário, além da colocar alvos dispersos, fazer coincidir 2 pontos – *lasers* (**Figura 86**) – que permitem rodar a peça, entre *shots* sem se perder o ponto de referência. Cada *shot* constituinte da completa digitalização do modelo, rege-se pela captação, na mesma área de, pelo menos, 5 alvos, sendo que, no *shot* subsequente devem ser captados, pelo menos, 3 dos alvos anteriores, para permitir que o sistema detete a posição eficazmente [84,85,87].

Ana Dulce Silva



Figura 86 - Coincidência de pontos laser para centragem de imagem [fonte própria].

No decurso da digitalização registaram-se uma temperatura de 20.5 °C e 66% de humidade. Nas **Figuras 87 a 89**, podem observar-se, respetivamente, a construção do modelo digitalizado, os alvos numericamente codificados e o modelo final obtido.

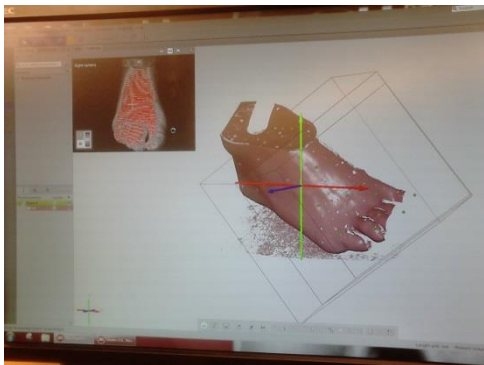


Figura 87 - Construção do modelo digitalizado [fonte própria].



Figura 88 - Alvos numericamente codificados [fonte própria].

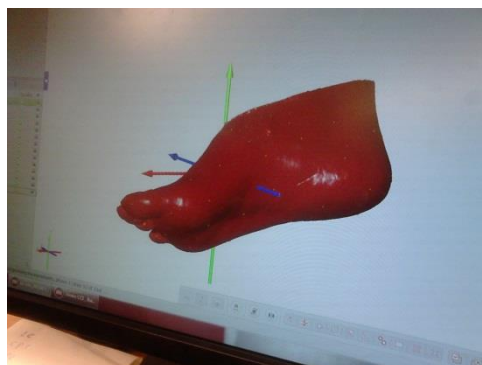


Figura 89 - Modelo final obtido [fonte própria].

A digitalização obtida (**Figura 89**) foi conseguida em 13 *shots*. Como o ficheiro resultante tem extensão STL, a modelação mais eficiente, diretamente sobre o modelo digital, é possibilitada, por exemplo, pelo *software* 3-matic. Contudo, primeiramente importa seleccionar a impressora, materiais e definir certos parâmetros, como a espessura do contraforte.

7.4. SELEÇÃO DA IMPRESSORA 3D

Em qualquer projeto de conceção ou fabrico de determinado componente a escolha dos equipamentos certos é essencial. Assim, na **Tabela 22** apresentam-se os equipamentos de Fabrico Aditivo disponíveis no DEMec, INEGI e LIM:

Tabela 22 - Equipamentos de Fabrico Aditivo presentes no DEMec, INEGI e LIM [67,88,89,90,91].

Impressora	Empresa	Processo	Local	Resolução vertical [micron]		Preço [€]
				Alta Qualidade	Alta Velocidade	
 OBJET Eden 260 V	Stratasys	PolyJet	DEMec	16	30	74 500 + IVA
 Projet 660 Pro	3D Systems	ColourJet Printing	DEMec	100		66 500 + IVA
 Viper Si2	3D Systems	Estereolitografia (SL)	INEGI	2.5		225 000
 RepRap BCN3D+	BCN	Modelação por Deposição de Material Fundido (FDM)	LIM	75		990
 Cube Pro Duo	3D Systems	Modelação por Deposição de Material Fundido (FDM)	DEMec	100		2 399

Atendendo às principais características de cada um dos referidos equipamentos, optou-se por seleccionar a impressora da empresa Stratasys OBJET Eden 260 V.

O equipamento OBJET Eden 260 V é uma das 4 impressoras 3D inseridas na gama de impressoras de precisão OBJET Eden da Stratasys (**Figura 90**). Esta série de impressoras, que inclui ainda os modelos OBJET Eden 260 VS, OBJET Eden 350 V e OBJET Eden 500 V, caracteriza-se por permitir o fabrico de peças com excelente qualidade e grande detalhe,

aliada a uma produtividade considerável, sendo particularmente indicada para a produção de modelos com geometrias complexas e toleranciamento apertado [88].



Figura 90 - Equipamentos da gama OBJET Eden da Stratasys: **a)** OBJET Eden 260 V, **b)** OBJET Eden 260 VS, **c)** OBJET Eden 350 V, **d)** OBJET Eden 500 V [92,93,94,95].

Na **Tabela 23** podem ver-se algumas das principais características que distinguem os vários equipamentos inseridos na referida série de impressoras:

Tabela 23 - Gama OBJET Eden da Stratasys [88,96].

Modelo Característica	OBJET Eden 260 V	OBJET Eden 260 VS	OBJET Eden 350 V	OBJET Eden 500 V
Dimensões de Impressão [mm ³]	255 x 252 x 200	255 x 252 x 200	340 x 340 x 200	490 x 390 x 200
Dimensões do Equipamento [mm ³]	870 x 735 x 1 200	870 x 735 x 1 200	1 320 x 990 x 1 200	1 320 x 990 x 1 200
Peso [kg]	410	410	410	410
Resolução de Impressão (em modo Alta Qualidade)				
Eixo dos XX:	600 dpi: 42 µm	600 dpi: 42 µm	600 dpi: 42 µm	600 dpi: 42 µm
Eixo dos YY:	600 dpi: 84 µm	600 dpi: 42 µm	600 dpi: 42 µm	600 dpi: 42 µm
Eixo dos ZZ:	1 600 dpi: 16 µm	1 600 dpi: 16 µm	1 600 dpi: 16 µm	1 600 dpi: 16 µm
Precisão [µm]	Partes com menos de 50 mm: 20-85; Modelo completo: até 200			
Software	OBJET Studio™			
Formato de Ficheiros	STL e SLC			
Cabeças de Impressão	SHR (<i>Single Head Replacement</i>), 8 unidades (4 para material de fabrico; 4 para suporte)			
Impressão Múltipla	●	●	●	●
Suportes Solúveis	●	●	●	●
Ambiente Operacional	Temperatura: 18-25 °C; Humidade Relativa: 30-70 %			

Legenda: ● Possui determinada característica ● Não possui determinada característica

Analisando a **Tabela 23**, pode ver-se que as várias impressoras da série OBJET Eden permitem produzir peças de dimensões consideráveis. Além disso, destacam-se os modelos OBJET Eden 260 VS – primeira impressora com tecnologia PolyJet com suportes solúveis e remoção automática dos mesmos –, e OBJET Eden 500 V, por permitir a conceção de mais do que uma peça em simultâneo, por forma a incrementar a produtividade. É de referir ainda que as impressoras OBJET Eden 260 V, OBJET Eden 350 V e OBJET Eden 500 V são compatíveis com a tecnologia Connex, também desenvolvida pela Stratasys, que permite aumentar o número de combinações de materiais, atingindo propriedades únicas e centenas de diferentes cores. Recorrendo à tecnologia de triplo-jacto (*triple-jetting technology*), nos casos dos sistemas

Connex1, Connex2 e Connex3, consegue-se, respetivamente, criar modelos com até 3, 27 ou 82 zonas com diferentes propriedades, servindo-se apenas de 14 materiais base. Estes materiais podem ser combinados, originando materiais digitais (*Digital Materials*), que permitem atingir propriedades bem definidas, através da combinação das diversas percentagens a utilizar de cada material; no caso do sistema Connex2 estão disponíveis 140 materiais digitais distintos, porém, no inerente ao sistema Connex3, este número pode ascender aos 1000 materiais digitais [88,97,98].

A impressora OBJET Eden 260V baseia-se na tecnologia PolyJet que consiste na construção de protótipos, ferramentas ou peças funcionais através da formação de diversas camadas, resultantes da cura de um líquido (resina) fotopolimerizável [88,96].

Primeiramente, é transferido para o *software* do equipamento – *OBJET Studio Software* – um ficheiro CAD 3D com o *design* detalhado da parte a fabricar, que é posteriormente convertido para um ficheiro correspondente STL ou SLC, sendo então calculadas, com elevada precisão (100 µm), as posições a ocupar pelo fotopolímero e pelo material de suporte. Em seguida, e ainda antes do início efetivo do processo, é necessário que o operador opte pela orientação da parte face à plataforma de construção (por forma a otimizar o tempo de impressão e minimizar o desperdício de material de suporte) e que proceda à verificação final de todo o equipamento, garantindo que os cartuchos dos materiais da peça e de suporte estão nas melhores condições [88,96].

Concluída a etapa de pré-processamento, pode então dar-se início à construção camada sobre camada da peça. As cabeças de impressão movem-se sobre o eixo dos XX depositando sobre a plataforma de construção quantidades equivalentes de fotopolímero (cada uma das 8 cabeças de impressão injeta aproximadamente a mesma quantidade de material), repetindo-se o mesmo procedimento segundo a direção do eixo dos YY. Quando toda a secção do plano XY está coberta por material, ocorre a cura por radiação UV – fotopolimerização –, emanada diretamente das cabeças de impressão. Seguidamente, a plataforma de construção desce (segundo a direção do eixo dos ZZ) para ser depositada nova camada de fotopolímero, repetindo-se todo o processo até a peça estar concluída; importa referir que, se se pretender utilizar a capacidade de maior qualidade oferecida pelo equipamento (*HQ mode – High Quality mode*) para reproduzir detalhes complexos, as camadas horizontais de fotopolímero depositado terão uma espessura mínima de 16 micron [88,96].

Analogamente ao que sucede com a deposição de fotopolímero, também o material de suporte vai sendo injetado e curado à medida que é necessário e pode ser retirado no final do processo de cura, manualmente ou por jacto de água, após subida da plataforma de construção. A parte fabricada pode então ser utilizada sem necessidade de acabamento ou outros tratamentos de pós-processamento [88,96].

No caso concreto da impressora OBJET Eden 260 V, esta é capaz de trabalhar 18 materiais distintos, inseridos nas designações Materiais Transparentes (RGD720), Materiais Rígidos Opacos (Vero Family), *Simulated Polypropylene materials* (Endur™ e Durus™), *Rubber-like materials* (Tango Family) e *High Temperature Materials* (RGD525). O material de suporte trata-se do fotopolímero não-tóxico – FullCure 705 –, semelhante a um gel [99].

Além da produção de peças de geometria complexa com alta qualidade e superfícies suaves, e da elevada precisão associada à reprodução exímia de detalhes, o processo PolyJet caracteriza-se pela sua elevada produtividade, já que dispensa etapas de acabamento. Outra das vantagens da referida tecnologia prende-se com o sistema SHR (*Single Head Replacement*), que possibilita, em caso de avaria de uma das cabeças de injeção, substituir apenas o componente danificado em vez de ter de substituir todo o conjunto de cabeças de injeção. Este processo de Fabrico Aditivo da Stratasys é ainda seguro, na medida em que os utilizadores dos equipamentos não estão diretamente sujeitos à resina líquida nem ao material de suporte (embora estes sejam não-tóxicos). Contudo, quicá a maior vantagem do sistema Connex, associado à tecnologia PolyJet, prende-se com a enorme liberdade em termos de seleção de matérias-primas, permitindo utilizar diversos materiais na produção de um único modelo, num só procedimento de impressão, não necessitando de montagem entre partes. Os equipamentos da gama OBJET Eden permitem ainda a substituição de cartuchos (quer para troca de material, quer no caso de este estar a esgotar-se) no decurso do procedimento de impressão, sem interrupção [96].

Embora as vantagens destes equipamentos subjacentes à tecnologia PolyJet, esta também possui desvantagens, relacionadas maioritariamente com o material de suporte, que, embora não-tóxico, quando removido, não pode ser reutilizado. Além disso, o facto de este ter de ser removido manualmente ou por ação de jacto de água, pode danificar peças mais frágeis ou com paredes muito finas. Ainda inerente ao material de suporte, o facto de este necessitar, na maioria das vezes, de ser removido por ação de jacto de água e os equipamentos da série OBJET Eden não estarem equipados com reservatório de água, obriga a que as impressoras

estejam junto a uma fonte de abastecimento de água, o que pode condicionar a sua instalação em ambiente de escritório (embora estas sejam silenciosas e com *design* harmonioso) [96].

7.5. SELEÇÃO DO MATERIAL DO CONTRAFORTE

Idealmente, para obtenção de um contraforte rígido, o material a utilizar deveria inserir-se na gama de Materiais Rígidos Opacos (*Vero Family*). Porém, primeiro avaliou-se qual a validade desta opção, através da análise de contrafortes cedidos pela Klaveness (laminados, em não-tecido) e outros disponíveis no mercado (termoplásticos). Estando o contraforte inserido no interior da gáspea, este está normalmente protegido e não sujeito a grandes esforços de corte, tração ou compressão. Assim, considerou-se a dureza do material como sendo o fator fundamental de análise.

O contraforte fornecido pela empresa Klaveness não tinha sido ainda impregnado em cola (amostra A). Em seguida, e como forma de simular de certa forma o processo de fabrico real, procedeu-se à impregnação com cola quente, obtendo-se a amostra B. A espessura de cada uma das amostras foi medida com auxílio de um paquímetro. A dureza foi estimada com o uso de um durómetro Shore A (até 100 Shore A), abrangido pela norma ASTM D 2240, que indica que devem ser realizadas pelo menos 5 medições (o valor considerado é a média dos diversos valores), que a amostra deve ter pelo menos 1.2 mm de espessura e que os ensaios devem ocorrer a uma temperatura de 23 ± 2 °C.

Por sua vez, os contrafortes em termoplástico são normalmente fabricados em PVC, PP ou resinas. Examinaram-se então as principais propriedades mecânicas do PVC e PP e observou-se, da análise de contrafortes em PVC presentes no mercado, que estes usualmente têm, no mínimo, 1.5 mm de espessura, estando vocacionados precisamente para atender a calçado ortopédico ou de segurança. As durezas consideradas (Amostras C e D) respeitam a um PVC semirrígido (módulo de Young: 0.256-0.485 GPa) e a um PVC rígido (módulo de Young: 2.48-3.3 GPa), ambos indicados para extrusão ou conformação, e foram obtidas com recurso à base de dados CES Edupack. Na **Tabela 24** observam-se as espessura e dureza das diversas amostras avaliadas, sendo que a amostra A considera um contraforte laminado (cedido pela Klaveness – **Figura 78 a)**), a amostra B respeita ao mesmo modelo, mas impregnado com cola quente, e as amostras C e D assemelham-se, geometricamente, ao representado na **Figura 79 b)**.

Tabela 24 - Espessura e Dureza das diversas amostras de contraforte [100,CES Edupack].

		Amostra A	Amostra B	Amostra C	Amostra D
Espessura [mm]		1.2	1.3	1.5	1.5
Dureza	Escala	Shore A	Shore A	Shore D	Shore D
	Ensaio 1	96.3	80.3	58.7 – 67.3	80-85
	Ensaio 2	95.2	80.8		
	Ensaio 3	96.0	75.6		
	Ensaio 4	96.1	88.0		
	Ensaio 5	95.0	83.1		
	Média	95.72 (aprox. 46 Shore D)	81.56 (aprox. 29 Shore D)		

Teoricamente, os valores de dureza relativos à amostra B deveriam ser mais elevados que os registados nos ensaios da amostra A. Contudo, isto não se verificou, o que pode estar relacionado com o facto de, eventualmente, o durómetro não ter medido somente o valor da dureza à superfície, mas ter penetrado no interior da cola.

Desta forma, seleccionou-se o material VeroBlue RGD840 (ABS), cujas principais características mecânicas se representam na **Tabela 25**. Embora a dureza deste material seja mais elevada que inclusivamente a de um PVC semirrígido, este facto pode ser positivo no que concerne ao controlo da marcha, aproximando-se dos valores característicos de um PVC rígido, tanto em termos de rigidez (módulo de Young) como de dureza.

Tabela 25 - Características Mecânicas do material VeroBlue RGD840 [adaptado de 69].

Propriedade	ASTM	Valor
Tensão Limite Elástico [MPa]	D-638-03	50-60
Elongação na Ruptura [%]	D-638-05	15-25
Módulo de Young [GPa]	D-638-04	2-3
Resistência à Flexão [MPa]	D-790-03	60-70
Módulo de Flexão [MPa]	D-790-04	1900-2500
Temperatura de Deflexão Térmica, HDT [°C]	D-648-06	45-50
Temperatura de Deflexão Térmica, HDT [°C]	D-648-07	45-50
Resistência ao Impacto (Teste de Izod) [J/m]	D-256-06	20-30
Absorção de Água (24 h) [%]	D-570-98	1.5-2.2
Temperatura de Transição Vítrea, Tg [°C]	DMA, E	48-50
Dureza Shore (D)	Escala D	83-86
Dureza Rockwell	Escala M	73-76

Definiu-se então que a espessura a conferir ao contraforte customizado seria 1.5 mm. Avançou-se então para a modelação do mesmo através do *software* 3-matic.

7.6. MODELAÇÃO EM 3-MATIC

O *software* 3-matic da empresa Materialise é um dos *softwares* que permite modelação direta sobre uma parte importada, em STL. Este tipo de operação não é executável diretamente a partir de alguns *softwares*, como por exemplo, o SolidWorks, porque o modelo resultante da digitalização é considerado uma superfície e não um corpo sólido. Assim, deve usar-se um dos *softwares* referidos na **Tabela 26**; no presente caso, optou-se pela utilização do 3-matic.

Tabela 26 - Softwares CAD 3D para manipulação sobre STL [101].

Empresa	Software	Licença
Materialise	3-matic	Paga
Materialise	Magics	Paga
Blender Foundation	Blender	<i>Open Source</i>
Simpleware	+CAD Module	Paga
Geomagic®	Geomagic® Freeform®	Paga

No domínio da projeção de um contraforte customizado para um sapato desenvolvido para o pé direito da voluntária e tendo em conta as características de distribuição de pressão avaliadas no decurso do teste com WalkinSense, denotou-se que a marcha se desenrolava principalmente sobre a região externa do pé. Assim, é necessário conferir um bom suporte a essa zona, pelo que o contraforte desenvolvido tem a sua extremidade do lado exterior mais extensa. Por outro lado, tendo em conta que o objetivo é promover o alinhamento subtalar, o contraforte deve ser ligeiramente subido (pelo menos cerca de 3 cm de altura).

As etapas da modelação em 3-matic representam-se na **Tabela 27**:

Tabela 27 - Etapas da modelação do contraforte em 3-matic [fonte própria].

Etapa		Comandos
1	Importação da Parte	<ul style="list-style-type: none"> File » Import Part » Seleção do ficheiro STL, proveniente da digitalização (Figura 91 a)).
2	Suavização de Contornos	<ul style="list-style-type: none"> Curve » Smooth Curve » Bad Contour » Apply; Curve » Smooth Curve » Contour » Apply; Curve » Straighten Curve » Start of Subcontour » Selecionar pontos inicial e final » Apply (Figura 91 b)).
3	Geração da Curva	<ul style="list-style-type: none"> Curve » Create Curve; Nas opções laterais: Options » Curve creation method » Smooth Curve; Desenhar a curva (fechada – Figura 91 c)).
4	Atração da Curva à Superfície	<ul style="list-style-type: none"> Curve » Attract Curve Nas opções laterais: Selection » Entities » Selecionar a curva. Selection » Target Entities » Selecionar a superfície. Apply
5	Separação das Superfícies	<ul style="list-style-type: none"> Curve » Split Surfaces by Curves
6	Atribuição de Espessura	<ul style="list-style-type: none"> Design » Offset Nas opções laterais: Selection » Entities » Selecionar a superfície criada pela curva. Offset Parameters » Distance » 1.5 Solid <input checked="" type="checkbox"/>
7	Criação da Parte	<ul style="list-style-type: none"> Copy » Selecionar superfícies do contraforte » New Part
8	Exportar para STL	<ul style="list-style-type: none"> File » Export » STL » New Part (Figura 91 d))

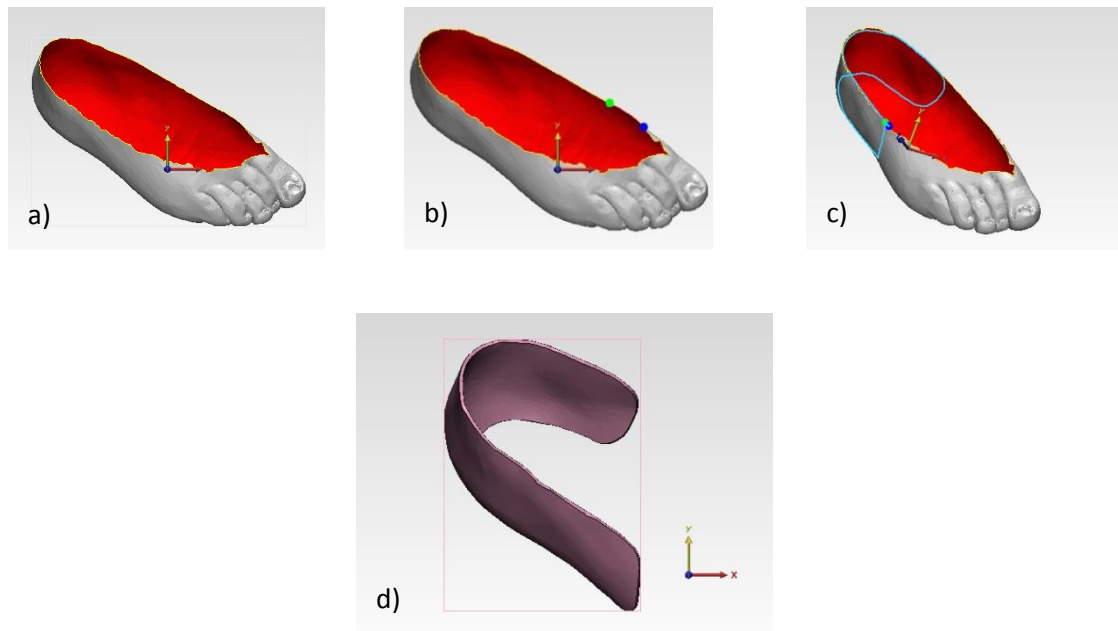


Figura 91 - Etapas do desenvolvimento do contraforte em 3-matic [fonte própria].

É de frisar que, como anteriormente referido, se optou por projetar um contraforte relativamente alto (que acompanhe todo o subtalar) e cuja extremidade exterior é mais longa que a do lado do arco interior do pé. Assim, o traçado da curva (etapa 3) obedeceu a essa alínea. Por sua vez, a etapa correspondente à atração da curva gerada à superfície (etapa 4) é talvez o maior argumento para a utilização do *software* 3-matic, pois permite que toda a curva desenhada fique em concordância geométrica com a parte importada, possibilitando uma customização praticamente perfeita.

7.7. CUSTOS ENVOLVIDOS

Após carregamento do ficheiro STL do contraforte customizado, proveniente da modelação em 3-matic, para o *software* do equipamento OBJET Eden 260 V (OBJET Studio™), foi selecionada a posição ótima de impressão, isto é, aquela que se associa a menor tempo de trabalho e requer menor gasto de material de suporte, tendo sido, em seguida, impresso o contraforte projetado. Na **Figura 92** pode ver-se o modelo impresso e verificar que a sua geometria abraça totalmente o pé, garantindo-lhe o máximo suporte. Atente-se

particularmente no facto de a zona correspondente ao lado externo do pé ser mais extensa (face à região interna), para permitir endireitar a marcha associada a um pé ligeiramente varo.



Figura 92 - Contraforte impresso [fonte própria].

Na **Tabela 28**, abaixo, apresentam-se os valores de alguns parâmetros associados à melhor solução de impressão conseguida (em termos de poupança de tempo e materiais), em comparação com os valores relativos a um contraforte laminado Klaveness produzido propositadamente para um utilizador específico:

Tabela 28 - Parâmetros de Fabrico do Contraforte Customizado e do Contraforte Klaveness [fonte própria].

Parâmetro		Contraforte Customizado	Contraforte Klaveness
Material do modelo		ABS VeroBlue RGD840	Não-Tecido Impregnado com Cola
Massa de material [g]		18	15.75
Material de suporte		FullCure 705	NA ¹³
Massa de material de suporte [g]		29	NA ¹³
Processo de Fabrico	Tempo de Modelação Personalizada	10 min	20-30 min
	Tempo de Fabrico	2 h 10 min	
	Tempo de Secagem	NA ¹³	10-15 min
	Tempo Total	2 h 20 min	30-45 min

¹³ Não Aplicável

No caso de um contraforte customizado concebido por Impressão 3D, é necessário adquirir material para o fabrico do primeiro e material de suporte, que serve para apoiar a construção do modelo quando se verificam ângulos, com a vertical, superiores a 35°. No presente caso, recorreu-se ao uso dos materiais ABS VeroBlue RGD840 e FullCure 705, cujos preços rondam, respetivamente, os 785 € + IVA e os 600 € + IVA (com IVA a 23%), por cada 3.6 kg de material. Estes valores permitem então determinar os gastos relativos a matérias-primas envolvidas no fabrico do contraforte impresso, conforme indicado pelas **Equações 1 e 2**:

Custos relativos ao material de construção do contraforte fabricado por impressão 3D, x_1 :

$$\frac{785 \text{ €} + \text{IVA}}{3.6 \text{ kg}} = \frac{x_1}{0.018 \text{ kg}} \Rightarrow x_1 = 4.83 \text{ €} \quad \text{Eq.1}$$

Custos relativos ao material de suporte, x_2 :

$$\frac{600 \text{ €} + \text{IVA}}{3.6 \text{ kg}} = \frac{x_1}{0.029 \text{ kg}} \Rightarrow x_1 = 5.95 \text{ €} \quad \text{Eq.2}$$

Outro fator a considerar neste processo de fabrico, prende-se com os gastos energéticos. Sabendo que a peça levou 2 horas e 10 minutos (aproximadamente, 2.17 horas) a ser impressa, que as especificações do equipamento OBJET Eden 260 V da Stratasys ditam que este requer, para seu correto funcionamento, uma potência de 1.5 kW, e que, segundo dados obtidos no portal da EDP, o preço da eletricidade rondará os 0,1367 €/kWh, é então possível determinar que os gastos energéticos se situarão nos 0.44 €, conforme é possível observar através da **Equação 3 [102]**.

Custos energéticos relativos à impressão 3D do contraforte, x_3 :

$$x_3 = 0.1367 \frac{\text{€}}{\text{kWh}} \times 1.5 \text{ kW} \times 2.17 \text{ h} = 0.44 \text{ €} \quad \text{Eq.3}$$

Se se considerar que o custo de produção fabril é de 0.23 €/min (dados Klaveness; incluindo gastos energéticos e mão-de-obra), à fase de modelação do contraforte, corresponderão então 2.30 € (ver **Equação 4**).

Custos associados à modelação

do contraforte fabricado por impressão 3D, x_4 :

$$x_4 = 0.23 \frac{\text{€}}{\text{min}} \times 10 \text{ min} = 2.30 \text{ €} \quad \text{Eq.4}$$

Assim, o contraforte customizado fabricado por impressão 3D orçará, em termos de produção, 13.52 € (Equação 5).

Custo total do

contraforte fabricado por impressão 3D: $\text{Custo total} = 4.83 + 5.95 + 0.44 + 2.30 = 13.52 \text{ €}$ **Eq.5**

Por sua vez, no que concerne ao fabrico tradicional de contrafortes, como é ilustrado pelo exemplo cedido pela Klaveness, as placas de não-tecido são adquiridas a um fornecedor, sendo depois recortadas de acordo com os moldes de contraforte advindos da modelação em CAD 2D, e, em seguida, impregnadas com cola. Após diálogo com o Dr. Mário Gil, da Klaveness, compreendeu-se que o desperdício existente no fabrico de contrafortes, por placa, seria aproximadamente 10%. Deste modo, foi possível estimar que o contraforte fornecido para estudo teria cerca de 173.42 cm², mas que exigiria 192.70 cm² de não-tecido para a sua produção, conforme demonstrado no esquema da **Figura 93** e nas **Equações 6 e 7**:

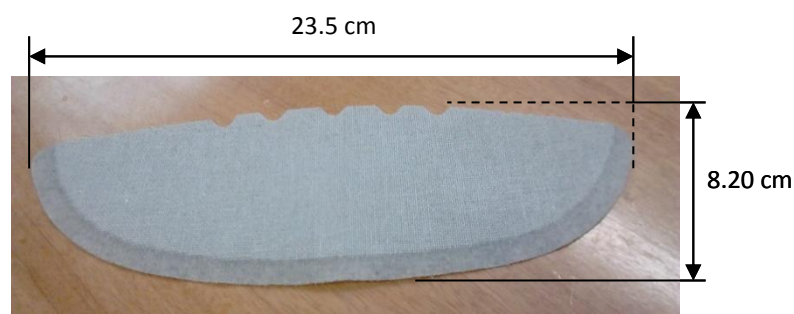


Figura 93 - Dimensões máximas do contraforte Klaveness [fonte própria].

Área exigida para fabrico do contraforte, A_1 :

$$A_1 = 23.5 \text{ cm} \times 8.20 \text{ cm} = 192.70 \text{ cm}^2 \quad \text{Eq.6}$$

Área do contraforte, A_2 : $A_2 = 192.70 \text{ cm}^2 \times (100\% - 10\%) = 173.43 \text{ cm}^2$ **Eq.7**

Embora não tenham sido divulgados os preços de cada placa, através de uma análise de mercado, foi possível perceber que uma placa de não-tecido de fios de poliéster, pré-impregnada com resina de copolímeros termoplásticos de estireno-butadieno carboxilado e estireno acrílico, com as dimensões de 0.75 m x 1.25 m, correspondendo a uma área de 9375 cm², orça cerca de 2.33 €. Desta forma, conclui-se que o preço de um contraforte laminado, em termos de material, deverá ser cerca de 5 cêntimos, o que é incrivelmente económico (Equação 8) [75].

Custos relativos ao material de contraforte laminado, y_1 : $\frac{2.33 \text{ €}}{9375 \text{ cm}^2} = \frac{y_1}{173.43 \text{ cm}^2} \Rightarrow y_1 \approx 0.05 \text{ €}$ **Eq.8**

Contudo, e segundo informações da Klaveness, tendo em consideração que o custo de produção ronda os 0.23 €/min (incluindo mão-de-obra e gastos energéticos), o preço do contraforte laminado situar-se-á então entre os 6.94 € e os 10.39 € (Equações 9 a 12).

Custos associados à produção do contraforte laminado, y_2 e y_3 : $y_2 = 0.23 \frac{\text{€}}{\text{min}} \times 30 \text{ min} = 6.90 \text{ €}$ **Eq. 9**
(custo mínimo)

$y_3 = 0.23 \frac{\text{€}}{\text{min}} \times 45 \text{ min} = 10.35 \text{ €}$ **Eq.10**
(custo máximo)

Custo total do contraforte laminado: $\text{Custo total} = 0.05 + 6.90 = 6.95 \text{ €}$ **Eq. 11**
(custo total mínimo)

$\text{Custo total} = 0.05 + 10.35 = 10.40 \text{ €}$ **Eq.12**
(custo total máximo)

Desta forma, é deduzível que, no caso do contraforte fabricado por impressão 3D, 79.5% do seu custo se deve à parcela das matérias-primas. Em oposição, o custo do contraforte laminado Klaveness é maioritariamente impulsionado pelo custo de produção (cerca de 99%). Os dados relativos à distribuição parcelar de custos de cada um dos modelos apresenta-se nos gráficos da **Figura 94**:

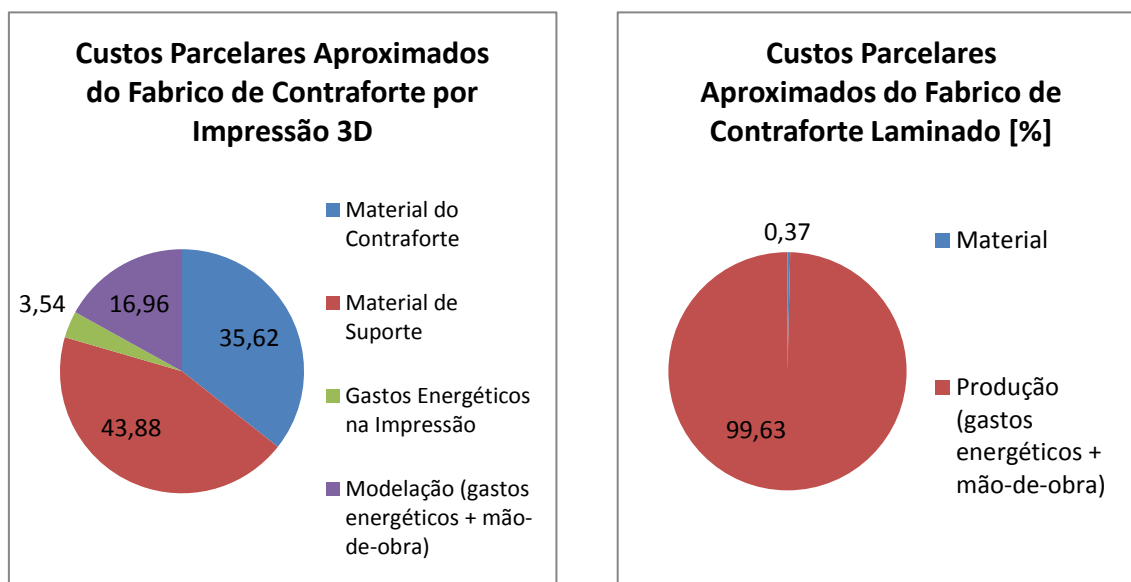


Figura 94 - Análise parcelar de custos aproximados relativos aos processos de fabrico dos contrafortes produzidos por Impressão 3D e laminados [fonte própria].

Não obstante o contraforte em ABS demore bastante mais a ser produzido (entre 3 a 5 vezes mais), o seu custo de fabrico, não é muito superior ao de conceção de um contraforte laminado tradicional. Além disso, possibilita um *design* completamente ajustado ao paciente, algo impossível com outro processo de fabrico. Mesmo termoconformando o contraforte em não-tecido impregnado com resina contra uma forma feita totalmente à medida de um determinado paciente, a rigidez do primeiro não permite que este adira completamente a toda a superfície das regiões subtalar e laterais, o que pode comprometer a correção desejável da marcha. Embora o investimento inicial em termos de equipamento seja efetivamente elevado (74 500 € + IVA), após o fabrico de cerca de 6758 contrafortes, e pressupondo um tempo de impressão aproximadamente constante de 2 horas e 10 minutos, ao fim de pouco mais de 4 anos e meio, concretizar-se-ia o retorno do investimento (pressupondo lucro nulo, que a empresa trabalharia 365 dias/ano, 8 horas/dia e não ocorreriam avarias do equipamento ou outros incidentes).

CAPÍTULO 8 - CASO DE ESTUDO B: DESENVOLVIMENTO DE ALMOFADA PARA ALÍVIO DE METATARSALGIA EM IMPRESSÃO 3D PARA CALÇADO PARA PESSOAS COM PARALISIA CEREBRAL

8.1. ALMOFADAS PARA METATARSALGIA

A metatarsalgia surge como uma inflamação, pontual ou crónica, das cabeças do metatarso, causando dor na superfície plantar do antepé. Podendo ou não manifestar-se também na forma de calosidades, a metatarsalgia pode, por vezes, ser corrigida cirurgicamente; contudo, na maioria dos casos, a atenuação da incómoda dor é feita recorrendo ao uso de almofadas para metatarsalgia (*metatarsal pads* – tratamento conservativo) [34,35].

De acordo com o estudo *A Quantitative Assessment of the Effect of Metatarsal Pads on Plantar Pressures*, de George B. Holmes *et al.*, estas almofadas podem reduzir até 60% os valores de pressão plantares, conforme ilustrado no esquema da **Figura 95** [103]:

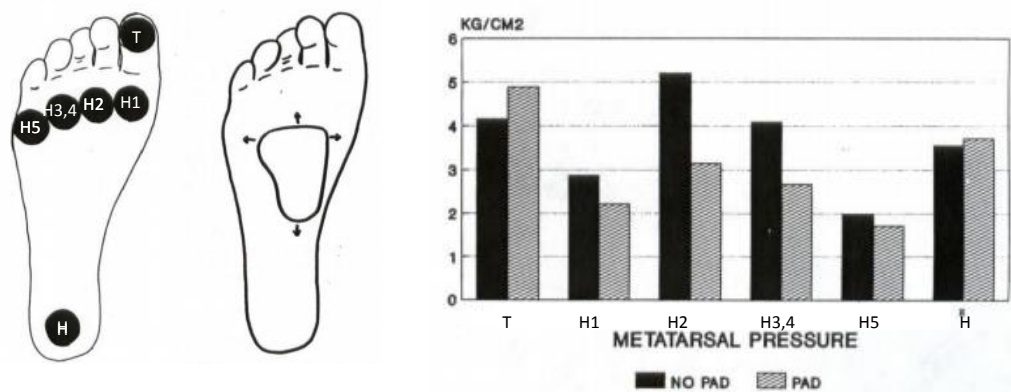


Figura 95 - Valores de pressão plantar determinados com e sem almofada para metatarsalgia - **adaptado de [103]**.

As almofadas para metatarsalgia podem ter as mais diversas formas (ver **Figura 96**) e podem ser fabricadas em vários materiais, dos quais se destacam feltro, espumas de poliuretano (*trademark* PPT®) e latex, cortiça e silicone, sendo obtidas por maquinagem ou injeção (dependendo do material em questão) [104,105].

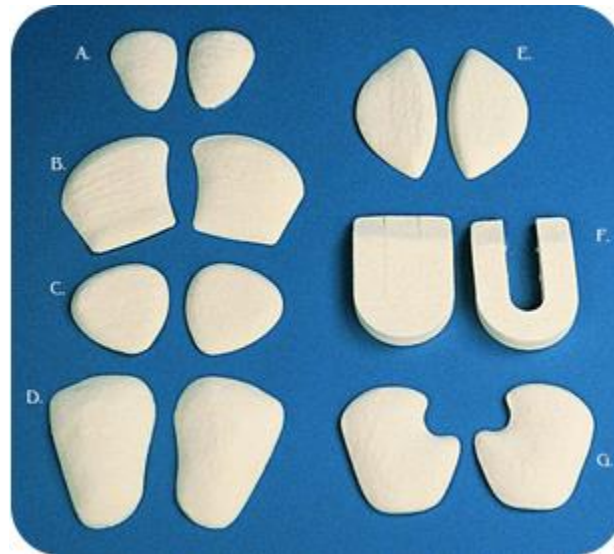


Figura 96 - Modelos de almofadas para metatarsalgia [106].

O correto posicionamento das almofadas para metatarsalgia é um dos fatores preponderantes no alívio da dor. O estudo de Pei Y Lee *et al.* – *Comparison of the pressure-relieving properties of various types of forefoot pads in older people with forefoot pain* –, embora trate de uma situação diversa da presente, defende que as referidas almofadas devem ser colocadas a cerca de 5 mm de distância da linha de união das cabeças do metatarso [105].

Segundo Roberto Ferrari, no artigo científico *Report of metatarsal pad intolerance in a cohort of 60 patients treated with customized foot orthotics*, a maioria dos utilizadores de almofadas para metatarsalgia adaptou-se às mesmas ao fim de uma semana, sendo que apenas 11 dos 60 participantes no estudo, precisaram de 6 ou mais semanas para se habituarem ao uso do componente. Na maioria das vezes, este processo de adaptação ocorre naturalmente, não obstante ser, por vezes, necessário proceder a modificações, por exemplo, na altura da almofada. Com a possibilidade de fabricar estes componentes por Impressão 3D, crê-se que o conforto do paciente sairá beneficiado, diminuindo-se também o tempo de habituação à almofada e eliminando a ocorrência de alterações na mesma, já que esta pode ser fabricada totalmente à medida do seu utilizador, havendo total concordância geométrica com o seu pé [107].

8.2. MODELAÇÃO EM 3-MATIC

Tal como sucedeu no Caso de Estudo anterior, relativo à conceção de um contraforte adaptado, por Fabrico Aditivo, optou-se por efetuar a modelação no *software* 3-matic da empresa Materialise, por este permitir a modelação direta sobre ficheiros STL provenientes da digitalização.

Tendo em conta que a metatarsalgia afeta frequentemente as pessoas portadoras de paralisia cerebral, modelou-se então uma almofada para colocação próximo da área afetada, que permitisse o alívio das pressões plantares na referida zona.

Após análise dos exemplares de almofadas para metatarsalgia disponíveis no mercado, percecionou-se que estas têm, usualmente, valores de espessura compreendidos entre os 3 e os 19 mm (1/8" a 3/4"). Assim, deliberou-se que o modelo desenvolvido teria espessura variável – já que é feita à medida do utilizador e, por isso, o seu topo tem relevo irregular, coincidente com a morfologia da planta do pé – compreendida entre os 3 e os 5 mm [106,108].

Efetuuou-se assim a modelação em 3-matic, aproveitando o mesmo ficheiro STL – representativo do pé da voluntária –, utilizado no primeiro Caso de Estudo. É de referir que, como se pretendia que a base da almofada fosse plana – para promover o equilíbrio do utilizador e a total adesão à palmilha – se recorreu à ferramenta de corte (*Cut*), como documentado na **Tabela 29**:

Tabela 29 - Etapas da modelação em 3-matic [fonte própria].

Etapa		Comandos
1	Importação da Parte	<ul style="list-style-type: none"> File » Import Part » Selecção do ficheiro STL, proveniente da digitalização (Figura 97 a)).
2	Suavização de Contornos	<ul style="list-style-type: none"> Curve » Smooth Curve » Bad Contour » Apply; Curve » Smooth Curve » Contour » Apply; Curve » Straighten Curve » Start of Subcontour » Selecionar pontos inicial e final » Apply.
3	Geração da Curva	<ul style="list-style-type: none"> Curve » Create Curve; Nas opções laterais: Options » Curve creation method » Smooth Curve; Desenhar a curva (fechada).
4	Atração da Curva à Superfície	<ul style="list-style-type: none"> Curve » Attract Curve Nas opções laterais: Selection » Entities » Selecionar a curva. Selection » Target Entities » Selecionar a superfície. Apply
5	Separação das Superfícies	<ul style="list-style-type: none"> Curve » Split Surfaces by Curves (Figura 97 b)).
6	Atribuição de Espessura	<ul style="list-style-type: none"> Design » Offset (Figura 97 c)). Nas opções laterais: Selection » Entities » Selecionar a superfície criada pela curva. Offset Parameters » Distance » 1.5 Solid <input checked="" type="checkbox"/>
7	Criação da Parte	<ul style="list-style-type: none"> Copy » Selecionar superfícies do contraforte » New Part
8	Criação de um Plano Tangente a 3 dos Pontos do Pé que contactam com a Palmilha	<ul style="list-style-type: none"> Mark » Mark Smooth Region » Marcar algumas áreas superficiais da planta do pé, que contactem diretamente com a palmilha; Design » Create Datum Plane » Fit Plane » Selecionar áreas assinaladas anteriormente.
9	Corte para tornar a base da Almofada plana	<ul style="list-style-type: none"> Design » Cut (Figura 97 d)) Nas opções laterais: Selection » Entities » Selecionar a parte criada. Selection » Cutting entity » Selecionar o plano. Apply.
10	Implementação da Malha de Suavização	<ul style="list-style-type: none"> Remesh » Auto Remesh (Figura 97 e)).
11	Exportar para Abaqus	<ul style="list-style-type: none"> File » Export » Abaqus (.inp) » New Part (Figura 97 f)).

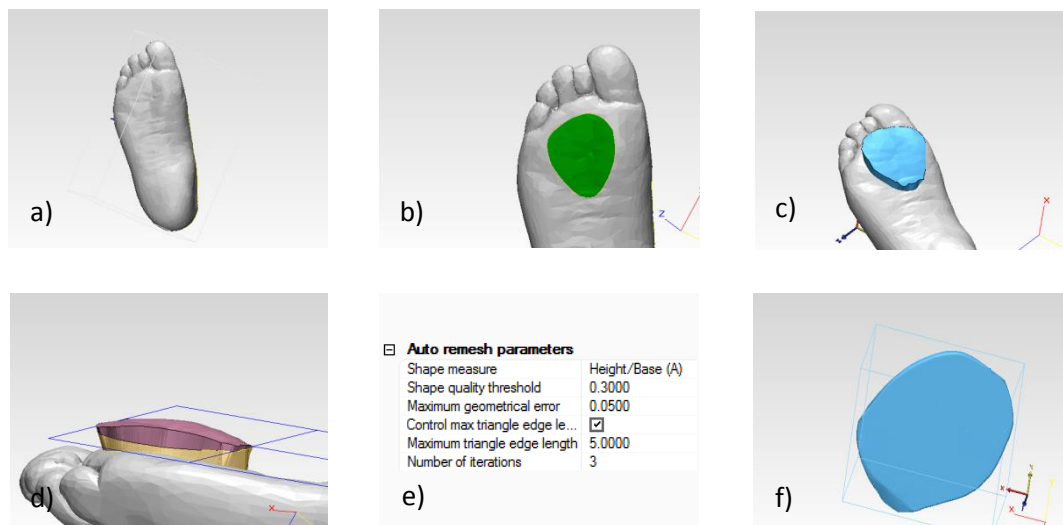


Figura 97 - Etapas da modelação em 3-matic [fonte própria].

Após exportação do modelo para ficheiro .inp puderam então efetuar-se algumas simulações em Abaqus com vista a aferir se um dos materiais disponíveis para uso na impressora da Stratasys – OBJET Eden 260 V (selecionada pela grande variedade de matérias-primas que oferece) – seriam indicados para o fabrico de almofadas customizadas para metatarsalgia.

8.3. SIMULAÇÃO EM ABAQUS E SELEÇÃO DO MATERIAL

Tendo em conta os materiais utilizados usualmente nas almofadas para metatarsalgia e, optando por utilizar a impressora da Stratasys – OBJET Eden 260 V –, selecionou-se, à partida, para o modelo customizado, a gama de materiais *rubber-like*, cujos principais produtos – TangoBlackPlus FLX 980, TangoPlus FLX 930, TangoBlack FLX 973 e TangoGray FLX 950 – e respetivas propriedades mecânicas se encontram na **Tabela 30**. Na referida tabela surgem também as principais propriedades mecânicas de um silicone (de cura a altas temperaturas e baixa dureza – *trademarks* Silopren* LSR, da Momentive, e LIMS®, da Shin-Etsu), frequentemente utilizado para construção das tradicionais almofadas para metatarsalgia.

Tabela 30 - Propriedades Mecânicas dos materiais *rubber-like* [69,CES Edupack].

Propriedade	ASTM	TangoBlackPlus FLX 980 e TangoPlus FLX 930	TangoBlack FLX 973	TangoGray FLX 950	Silicone: Silopren* LSR / LIMS®
Módulo de Young [MPa]	NA ¹⁴	NA ¹⁴	NA ¹⁴	NA ¹⁴	0.205- 0.215
Tensão Limite Elástico [MPa]	D-412	0.8-1.5	1.8-2.4	3-5	1.69-2.13
Elongação na Ruptura [%]	D-412	170-220	45-55	45-55	424-782
Compressão [%]	D-395	4-5	0.5-1.5	0.5-1.5	----- ¹⁵
Coeficiente de Poisson	----- ¹⁵	----- ¹⁵	----- ¹⁵	----- ¹⁵	0.47-0.49
Dureza Shore (A)	D-2240	26-28	60-62	73-77	3-7
Densidade [g/cm ³]	D-792	1.12-1.13	1.14-1.15	1.16-1.17	1.05-1.07

Atentando na **Tabela 30** (acima), pode então ver-se que, para os materiais disponibilizados pela Stratasys, não estão disponíveis valores de Módulo de Young, visto estes terem comportamento hiperelástico (elevada deformação para baixos valores de tensão), quando sujeito a tração. Por sua vez, para o tipo de silicone selecionado, o referido parâmetro é bem definido, já que, para a mesma solicitação, este assume um comportamento hiperelástico, mas aproximadamente linear (para os valores de tensão envolvidos no Caso de Estudo, relativas ao pé da voluntária com paralisia cerebral). Na **Figura 98** são visíveis as curvas de tração para os materiais TangoPlus FLX 930 e para um outro silicone (*trademark* Alchemie RTV 139 Silicone, que embora de cura a temperatura ambiente, apresenta propriedades mecânicas semelhantes às do silicone selecionado, isto é, Silopren* LSR ou LIMS®). É de mencionar ainda que, embora a dureza indicada para o silicone Silopren* LSR ou LIMS® seja bastante mais baixa que a de qualquer um dos materiais da gama *rubber-like* da Stratasys, este último facto pode constituir uma vantagem já que o suporte estrutural é maior com um material mais rígido. Além disso, observando a **Figura 98**, constata-se que, com o material TangoPlus FLX 930 o amortecimento para baixos valores de pressão está garantido, face à zona de amaciamento [109,110,111].

¹⁴ Não Aplicável.

¹⁵ Dados indisponíveis.

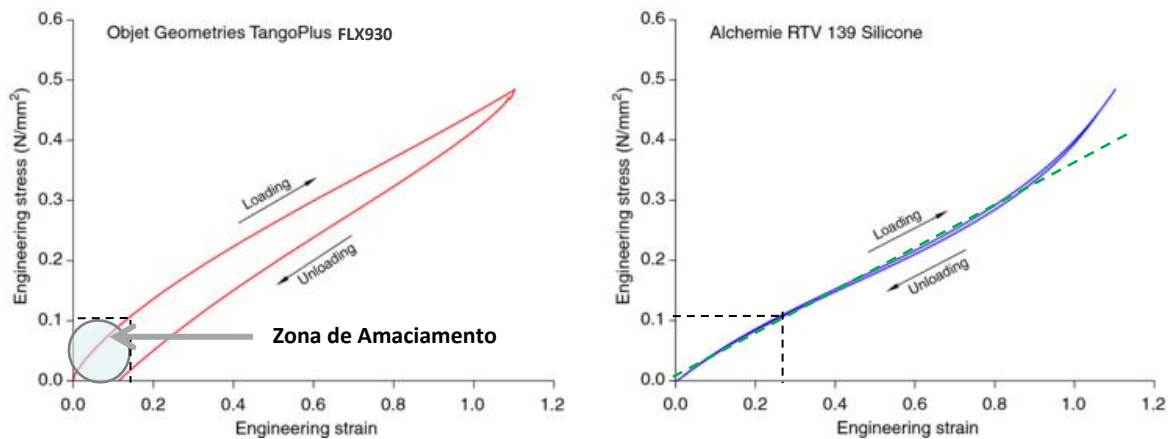


Figura 98 - Curvas de tração dos materiais TangoPlus FLX 930 e Alchemie RTV 139 Silicone [109].

O comportamento do material à tração vai então influenciar todo o processo de simulação. No caso dos materiais hiperelásticos, como os dois presentes na **Figura 98**, o seu comportamento, quando solicitado à tração, deve ser aproximado por um modelo constitutivo (por exemplo, modelos de Arruda-Boyce, Marlow, Mooney-Rivlin, Neo Hooke, Ogden, Polinomial, Polinomial Reduzido, Van der Waals ou Yeoh). Tendo em conta que muitas das especificações inerentes aos materiais disponíveis para uso na impressora OBJET Eden 260 V são confidenciais, apenas se testou o material TangoPlus FLX 930, através de aproximação pelo modelo de Ogden (4ª ordem). A escolha sobre este método deve-se, principalmente, ao facto deste modelo ser bastante estável (menos de 5% de erro relativo), principalmente, para materiais quase incompressíveis (<5%), como o presente. Na **Tabela 31**, podem então ser consultados os coeficientes – μ_k , α_k e D_k – aplicados no método de Ogden. Por sua vez, no que concerne ao silicone (Silopren* LSR / LIMS®), este é ainda mais hiperelástico (deforma-se mais para o mesmo valor de tensão – ver **Figura 98**) que o TangoPlus FLX 930; contudo, e embora se trate de uma aproximação, como o seu comportamento à tração próximo é quase linear (para as tensões envolvidas no Caso de Estudo, relativas ao pé da voluntária com paralisia cerebral), a caracterização do material faz-se recorrendo aos valores de módulo de Young e coeficiente de Poisson [110,112].

Tabela 31 - Coeficientes de Ogden do material TangoPlus FLX 930 [110].

k	μ_k [Pa]	α_k	D_k^{16}
1	6.8989E+05	0.0235	0
2	2.2271E+04	2.9300	0
3	-7.3759E+04	-2.7366	0
4	1.0673E+03	5.5084	0

Após recolha das informações relativas às propriedades mecânicas dos diversos materiais em estudo, é necessário analisar novamente o levantamento da pressão plantar, com WalkinSense, da voluntária, para determinar as cargas a implementar no modelo. Observando novamente a **Figura 99**, que expressa os resultados verificados no referido teste, pode atentar-se, especialmente, na pressão plantar registada nas zonas das cabeças do metatarso (sensores 1, 3, 4 e 5).

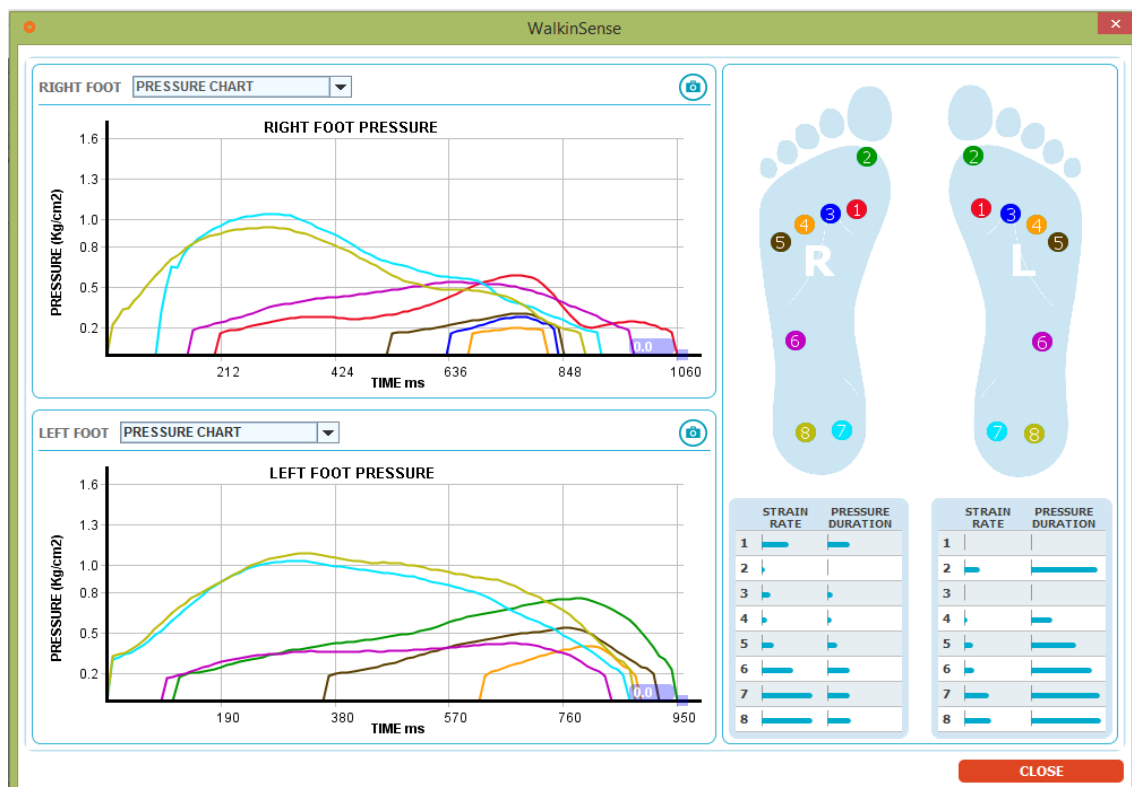


Figura 99 - Resultados do teste de pressão com o *software* WalkinSense [fonte própria].

¹⁶ D^k refere-se à compressibilidade do material. Embora as especificações do material TangoPlus FLX 930 adiantem que este tem uma compressibilidade compreendida entre 4% e 5%, como estes valores são muito baixos, considera-se que o material é quase incompressível.

A partir da **Figura 99** pode então verificar-se que, no caso do pé direito, as pressões máximas registadas rondarão os valores presentes na **Tabela 32**.

Tabela 32 - Valores de pressão máximos registados na região das cabeças do metatarso da voluntária com paralisia cerebral. [fonte própria]

Sensor	Região do Pé	Valor de pressão máxima	
		WalkinSense	
		[kg/cm ²]	[MPa]
1	1ª Cabeça do Metatarso	0.65	0.0637
3	2ª Cabeça do Metatarso	0.30	0.0294
4	3ª Cabeça do Metatarso	0.20	0.0196
5	4ª Cabeça do Metatarso	0.32	0.0314

Os diferentes valores de pressão representados na **Tabela 32** foram assim implementados, no decurso das simulações com o *software* Abaqus, da empresa Simulia. É de explicitar que todo este processo resulta de aproximações, já que com o equipamento WalkinSense apenas se conseguem obter valores de pressão estimativos (médios) para pequenas áreas de ação (regiões circulares, com 1.50 cm de diâmetro, correspondentes a cerca de 7.07 cm² de área) e, muitas vezes, atingidos por erros e indeterminações, impulsionados, nomeadamente, por um incorreto posicionamento dos sensores. Outro fator a considerar prende-se com a necessidade de arbitrar um valor de pressão intermédio (neste caso, 0.025 MPa), para as zonas não abrangidas pelos sensores do equipamento WalkinSense. Além disso, outra dificuldade emerge aquando da colocação correta dos *inputs* de valores de pressão na interface CAE do *software* Abaqus, já que é um processo complexo, situar, com exatidão e virtualmente, no modelo constante no ficheiro .inp – correspondente à almofada de metatarsalgia customizada –, importado do *software* 3-matic para a interface CAE do Abaqus, as diversas áreas abrangidas pela leitura dos valores de pressão por parte dos sensores FSR, presentes nas palmilhas WalkinSense.

No que respeita às condições de fronteira, foram implementados na base da almofada diversos apoios triplos (permitindo-se apenas rotações), já que, na prática, esta estará colada à palmilha.

Em termos de malha, esta já se encontrava implementada, tendo-se apenas definido que os elementos em causa seriam também híbridos, já que se considerara os materiais em estudo como incompressíveis. Assim, a malha utilizada contemplava 5907 nós e elementos do tipo C3D4H (tetraedros, lineares, contínuos, 3D, com 4 nós, híbridos) [113].

Iniciaram-se assim as diversas simulações em Abaqus CAE, cujas etapas se representam na **Tabela 33**:

Tabela 33 - Etapas das simulações em Abaqus CAE [fonte própria].

Etapa		Comandos
1	Importação do Modelo	<ul style="list-style-type: none"> File » Import » Model » Selecção do ficheiro .inp, proveniente da modelação em 3-matic.
2	Atribuição das Propriedades do Material ao Modelo	<ul style="list-style-type: none"> Property » Material » Create » Completar com as propriedades do material em causa; Property » Section » Solid Homogeneous » Associar ao material criado anteriormente; Property » Assign » Section » Selecionar todo o modelo.
3	Determinação do Tipo de Análise	<ul style="list-style-type: none"> Step » Create » Initial » Static, General
4	Estabelecimento das Condições de Fronteira	<ul style="list-style-type: none"> Load » BC » Create » Symmetry/Antisymmetry/Encastre » Posicionar cada um dos apoios triplos » PINNED (U1=U2=U3=0)
5	Colocação das Pressões Plantares	<ul style="list-style-type: none"> Load » Create » Pressure » Selecionar a área abrangida » Colocar valor de pressão (Figura 100).
6	Submissão do Problema	<ul style="list-style-type: none"> Job » Create » Submit
7	Visualização de Resultados de Tensão (Von Mises – S) e de Deformação (U – Magnitude)	<ul style="list-style-type: none"> Results » Output Databases » Selecionar Job

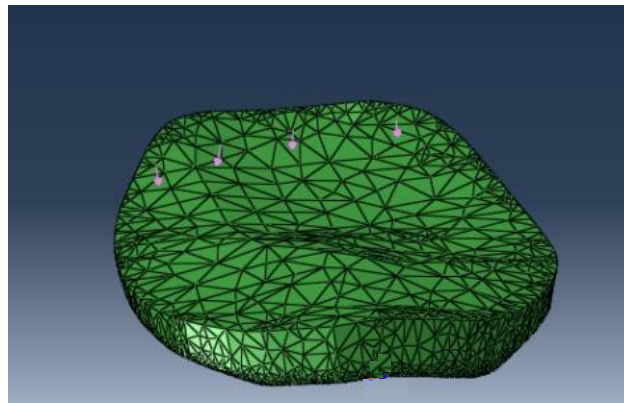


Figura 100 - Aplicação dos valores de pressão plantar próximo da região das cabeças do metatarso [fonte própria].

Nas **Figuras 101** e **102** (abaixo) demonstram-se os resultados obtidos quanto a determinação de tensões de Von Mises (S) e de deformações (magnitude, U_1 , U_2 e U_3), para cada um dos materiais de construção da almofada para metatarsalgia simulados.

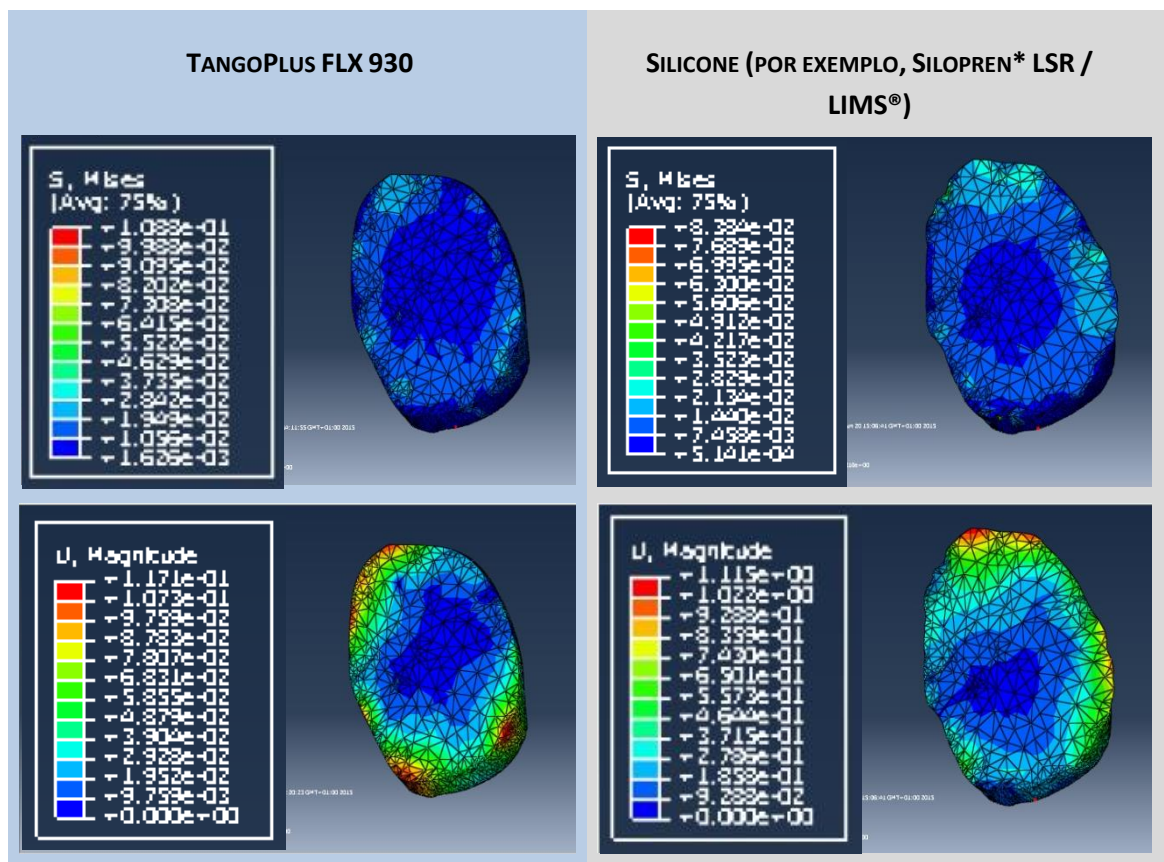


Figura 101 - Resultados das simulações Abaqus, em termos de tensão de Von Mises e magnitude de deformação [fonte própria].

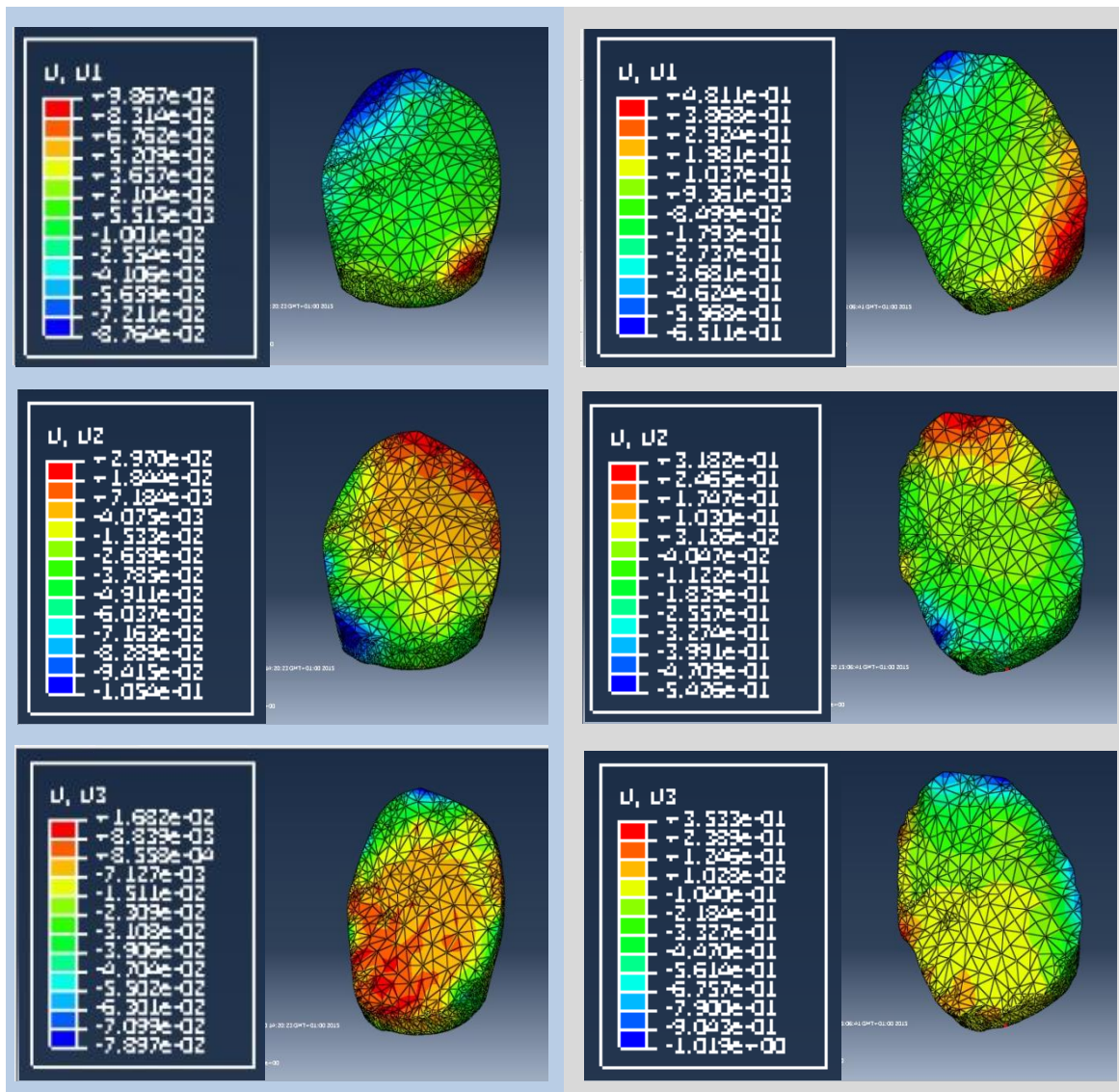


Figura 102 - Resultados das simulações Abaqus, em termos de deformação segundo as direções X, Y e Z [fonte própria].

A **Figura 101** ilustra, no âmbito da análise de tensões, que nenhum dos materiais em causa vê ultrapassado o seu valor de tensão de cedência. Por outro lado, no que toca à análise de deformação, pode ver-se que, no caso da sua magnitude, o seu valor máximo se regista para o silicone (1.115 mm, por ser menos duro). De uma forma geral, estima-se então que qualquer um dos materiais pode ser utilizado para conceção da almofada para metatarsalgia customizada (e para os valores de pressão plantar recolhidos com WalkinSense). Deste modo, se conclui que é perfeitamente possível a conceção do modelo pretendido no material TangoPlus FLX 930, por Impressão 3D.

8.4. CUSTOS ENVOLVIDOS

Uma etapa essencial no estudo de implementação de qualquer modificação ou mesmo de um novo processo de produção, passa pelo estudo dos custos envolvidos no mesmo, para compreender até que ponto este é economicamente vantajoso.

Assim, e após carregar o ficheiro STL correspondente à modelação da almofada para metatarsalgia em 3-matic, para o *software* do equipamento OBJET Eden 260 V, estimaram-se os tempos referentes a cada uma das etapas de fabrico do referido componente por Impressão 3D (**Tabela 34**):

Tabela 34 - Parâmetros associados à produção da almofada customizada [fonte própria].

Parâmetro		Almofada Customizada
Material do modelo		<i>Rubber-like:</i> TangoPlus FLX 930
Massa de material [g]		11
Material de suporte		FullCure 705
Massa de material de suporte [g]		6
Processo de Fabrico	Tempo de Modelação Personalizada	15 min
	Tempo de Fabrico	34 min
	Tempo de Secagem	NA ¹⁷
	Tempo Total	49 min

Analogamente ao estudo efetuado para o fabrico de um contraforte customizado por Impressão 3D (Caso de Estudo A), as **Equações 13 a 17** traduzem os custos parcelares envolvidos na produção de uma almofada para metatarsalgia adaptada:

¹⁷ Não Aplicável.

Ana Dulce Silva

Custos relativos ao material de construção da almofada para metatarsalgia fabricada por impressão 3D, x_1 :

$$\frac{1035 \text{ €} + IVA}{3.6 \text{ kg}} = \frac{x_1}{0.011 \text{ kg}} \Rightarrow x_1 = 3.89 \text{ €} \quad \text{Eq.13}$$

Custos relativos ao material de suporte, x_2 :

$$\frac{600 \text{ €} + IVA}{3.6 \text{ kg}} = \frac{x_1}{0.006 \text{ kg}} \Rightarrow x_1 = 1.23 \text{ €} \quad \text{Eq.14}$$

Custos energéticos relativos à impressão 3D da almofada para metatarsalgia, x_3 :

$$x_3 = 0.1367 \frac{\text{€}}{\text{kWh}} \times 1.5 \text{ kW} \times 0.82 = 0.17 \text{ €} \quad \text{Eq.15}$$

Custos associados à modelação da almofada por metatarsalgia fabricada por impressão 3D, x_4 :

$$x_4 = 0.23 \frac{\text{€}}{\text{min}} \times 15 \text{ min} = 3.45 \text{ €} \quad \text{Eq.16}$$

Custo total da almofada por metatarsalgia fabricada por impressão 3D:

$$Custo \text{ total} = 3.89 + 1.23 + 0.17 + 3.45 = 8.74 \text{ €} \quad \text{Eq.17}$$

Desta forma, estima-se que a produção da presente almofada para metatarsalgia, totalmente customizada, custe cerca de 8.74 € (17.48 €, o par). Um par de almofadas para metatarsalgia fabricado por processos tradicionais é usualmente vendido entre os 1.5 € e os 30 €, dependendo da espessura, geometria e material. Contudo, estas nunca são 100 % customizados, o que faz da Impressão 3D, quando aplicada à conceção deste componente, uma tecnologia emergente e competitiva. Além disso, o processo de obtenção do par de almofadas para metatarsalgia, por Fabrico Aditivo, deverá demorar pouco mais de 49 minutos,

Ana Dulce Silva

já que, dada a sua geometria (área da base bastante superior à altura), a deposição de material pode ocorrer de forma bastante rápida e eficiente.

CAPÍTULO 9 - CASO DE ESTUDO C: DESENVOLVIMENTO DE SOLA PARA CALÇADO PARA PESSOAS COM PARALISIA CEREBRAL A PARTIR DE PROTÓTIPO FABRICADO POR IMPRESSÃO 3D

Como referido anteriormente, a presente dissertação teve como motivação o projeto *RitaRedShoes.cerebralpalsy.designproject*, que visa o desenvolvimento e produção de sapatos com visual apelativo e que, ao mesmo tempo, assegurem todo o conforto e suporte estrutural. Foi, neste âmbito, que foram também desenvolvidas, pelos estudantes do Mestrado em Design Industrial e de Produto (FEUP/FBAUP – UC Projeto Design Industrial), solas em borracha, a partir de protótipos obtidos por Fabrico Aditivo.

Assim, e após contactos com pessoas portadoras de paralisia cerebral (*designers partners*), fisioterapeutas e ortopedistas, bem como com entidades ligadas à fábrica de calçado Klaveness Portugal, grupos de estudantes iniciaram o processo de conceção dos sapatos, tendo efetuado a sua modelação no *software* ShoeMaker™, sobre uma forma em formato digital (STL), gentilmente cedida pela referida empresa.

Contando com o apoio da Klaveness, no concernente à produção da gáspea, palmilhas, entre outros elementos, tornou-se importante a obtenção dos protótipos das solas. A escolha do equipamento de Fabrico Aditivo recaiu sobre a impressora ProJet 660 Pro da 3D Systems (**Figura 103**, cujas principais especificações podem consultar-se na **Tabela 35**), presente no DEMec, já que esta permite a conceção simultânea dos vários modelos pretendidos (de dimensões consideráveis); no presente caso, foram impressas 8 protótipos de solas.



Figura 103 - Impressora ProJet 660 Pro [67].

Tabela 35 - Especificações da impressora ProJet 660 Pro da 3D Systems [67].

Impressora	ProJet 660 Pro da 3D Systems
Tecnologia	ColorJet Printing (impressão por tinta-ligante sobre pó cerâmico)
Material	VisiJet® PXL™ (Core e Binder)
Cores	Sistema CMYK
Resolução	600 x 540 dpi
Tamanho mínimo de peças a produzir [mm]	0.1
Espessura mínima de camada [μm]	100
Cabeças de impressão	5 (branco, preto, magenta, azul, amarelo)
Jactos	1 520
Velocidade máxima de construção vertical [mm/h]	28
Volume máximo de construção [cm x cm x cm]	20.3 x 25.4 x 20.3
<i>Open/Closed Source</i>	<i>Closed Source</i>
Preço [€]	66 500 + IVA

Concluída então a etapa de modelação das solas, os ficheiros STL resultantes foram transferidos para o *software* da impressora, sendo manualmente organizados de modo a que todos os modelos coubessem na plataforma de construção, conforme se documenta na **Figura 104 a)**. Em seguida, iniciou-se o processo de impressão, com base na tecnologia de *ColorJet Printing* (CJP). Esta rege-se pela deposição de pó cerâmico VisiJet® PXL™ Core sobre a plataforma, com a altura de camada definida pelo operador, que é depois impregnada pelos vários ligantes em solução aquosa – VisiJet® PXL™ Binder, que intervêm no código da cor pretendida. O processo repete-se até que todas as peças estejam concluídas. No presente caso, toda esta etapa demorou 11 horas e 38 minutos, tendo-se despendido 807.3 ml de ligante. A fase subsequente consistiu na retirada das peças. Dado estas estarem cobertas por

pó em excesso, foi necessário aspirá-lo cuidadosamente, para não danificar as peças, bastante frágeis, de momento (**Figuras 104 b) a d)**).



Figura 104 - Etapas do fabrico do protótipo da sola [fonte própria].

Por fim, e para aumentar a resistência das peças, estas foram impregnadas com um endurecedor, à base de resina epóxi, também desenvolvido pela 3D Systems – StrengthMax™ (**Figura 105**). É de referir que, segundo o fabricante, esta solução consegue penetrar até 2 mm de profundidade, pelo que se conclui que, é preferível, quando possível, modelar peças com superfícies finas e não a cheio, já que se consegue endurecer a peça uniformemente, poupando-se também material. Algumas das propriedades mecânicas das peças impressas, após aplicação do referido endurecedor, podem consultar-se na **Tabela 36**:



Figura 105 - Endurecedor StrengthMax™ [fonte própria].

Tabela 36 - Propriedades mecânicas (superficiais) das peças após aplicação do endurecedor StrengthMax™ [67].

Propriedade	Valor
Tensão limite elástico [MPa]	14.2
Elongação na rotura [%]	0.23
Módulo de Young [MPa]	9.450
Módulo de Flexão [MPa]	7.163

Finda a fase de cura por aplicação e endurecedor dos protótipos obtidos, cuja duração foi cerca de 24 horas, passou-se à conversão desses modelos, em material cerâmico, para borracha. Para tal, concebeu-se um molde de silicone, para subsequente moldação da sola final. As diversas etapas, subjacentes a esta vertente do procedimento experimental, realizado nas oficinas do INEGI, descrevem-se, em seguida, detalhadamente:

i) Colocação de 2 tacos no interior do protótipo;

Estes foram colados com ciano acrilato, sobre a superfície interior do protótipo da sola, com o objetivo de facilitar a extração do modelo – após finalização da construção do molde, para demarcar os locais onde futuramente serão colocados o gito e o alimentador local (na zona da biqueira), mas principalmente, para permitir posicionar corretamente a sola para futuro vazamento de silicone.

ii) Definição do plano de apartação;

Colocou-se fita-cola nas bordas/limites de geometria do protótipo, para demarcar a junta de apartação, a fim de ser mais fácil determinar o plano correto para abertura do molde.

iii) Construção da caixa de moldação (Figura 106 a));

Dada a geometria complexa da peça a reproduzir, plena de reentrâncias, optou-se por construir a caixa em acrílico, por ser resistente às pressões decorrentes do vazamento do silicone, mas principalmente por permitir visualizar o interior e controlar assim a eventual formação de bolhas indesejáveis.

iv) Vazamento do silicone e cura em vácuo (Figura 106 b));

Vazou-se então parte do silicone VTX 950, do produtor SLM, para o interior da caixa e colocou-se o protótipo (já coberto por agente desmoldante) na posição desejada (definida pela altura dos tacos), seguindo-se a cura em vácuo. Todo o processo foi acompanhado de ligeira agitação da caixa, para que o silicone chegasse a todas as reentrâncias e pormenores.

v) Vazamento do restante silicone e cura a condições ambiente;

Fixa a posição do protótipo, vazou-se o restante silicone, enchendo-se o molde até a cima. Colocou-se a tampa da caixa e deu-se a cura a condições ambiente. Esta durou cerca de 24 horas.

vi) Abertura do molde e extração do protótipo (Figura 106 c));

Após solidificação total do silicone vazado, o molde foi aberto pelo plano de apartação e a sola-protótipo foi retirada do seu interior, com auxílio dos tacos anteriormente colados.

vii) Criação de pequenos respiros nas zonas de maior complexidade geométrica (junto à biqueira);

Estes respiros têm o propósito de permitir a saída de ar aquando do enchimento, para possibilitar que o material líquido chegue a todos os recantos da cavidade.

viii) Extração dos tacos e colocação do gito e alimentador;

O vazamento da borracha far-se-á através do gito até que o material preencha todo o canal de alimentação. Este último é particularmente importante no que concerne a fornecer o material necessário para compensar o efeito de contração sofrido pela borracha durante o seu processo de solidificação.

ix) Fecho do molde por envoltória em fita-cola;

x) Enchimento do molde por borracha (Figura 106 d)) e cura em vácuo;

Antes do vazamento da borracha, deve adicionar-se um catalisador – neste caso, 55 g de isocianeto NEUKADUR Hardener PTG 1, do fabricante Altropol –, para acelerar o processo de cura. Este deve ser agitado durante cerca de 45 segundos, devendo ser totalmente desgaseificado (por ser bastante sensível à humidade). Em seguida, pode então adicionar-se a mistura de borracha líquida – 55 g de NEUKADUR ProtoFlex 150-05 com 165 g de NEUKADUR ProtoFlex 190-05 (ambas da Altropol); a mistura vai sendo continuamente agitada. É de alertar que este procedimento deve fazer-se o mais rapidamente possível dada a baixa *pot life* (tempo de trabalho; 5-7 minutos) da borracha.

xi) Cura da mistura da borracha com o catalisador em forno (Figura 106 e));

O molde vai a curar em forno, durante 2 horas, a 80 °C.

xii) Abertura do molde e extração da sola final em borracha.



Figura 106 - Processo de fabrico da sola em borracha [fonte própria].

Esta tecnologia de conversão de protótipos, concebidos por Impressão 3D, em peças funcionais, pode também ter futuro, na medida em que, antes de se produzir um molde em alumínio (por CNC ou eletroerosão), se podem detetar defeitos no modelo. Se se pretender produzir em pequenas séries, um molde de silicone permite até cerca de 20 vazamentos, conservando a sua estrutura e qualidade.

Como anteriormente referido, os protótipos e alguns exemplares de sapatos serão expostos na conferência *Design4Health 2015*, em Sheffield, e no evento *BIN@PORTO*, no Porto.

CAPÍTULO 10 - CONCLUSÕES

Um dos principais objetivos da presente dissertação consistiu precisamente em avaliar as potencialidades da Impressão 3D no apoio ao fabrico de sapatos para pessoas portadoras de paralisia cerebral. Para tal, considerou-se a produção de um contraforte, de uma almofada para metatarsalgia e do protótipo de uma sola – respetivamente associados aos Casos de Estudo A, B e C –, pela referida tecnologia em potência.

No âmbito do primeiro Caso de Estudo (*Caso de Estudo A: Desenvolvimento de Contraforte em Impressão 3D para Calçado para Pessoas com Paralisia Cerebral*), verificou-se que os contrafortes tradicionais podem ser fabricados em diversos materiais, como não-tecido impregnado com cola – no caso dos modelos laminados e depois termoconformados (mais comuns; utilizados no calçado da marca Klaveness) –, ou em PVC, PP ou resinas várias – se obtidos por extrusão ou injeção. Sendo que a Impressão 3D permite a reprodução de geometrias com elevado grau de detalhe, projetou-se um contraforte customizado para uma pessoa com paralisia cerebral e dificuldades de marcha. O processo iniciou-se com o teste de pressão plantar de uma voluntária, portadora da referida patologia, com o sistema WalkinSense (8 sensores FSR colocados nas principais regiões do pé), que permitiu concluir que os valores registados eram bastante inferiores aos definidos na literatura, mas, em geral, próximos dos auferidos com o mesmo ensaio (com o mesmo equipamento) sobre o pé de uma pessoa com marcha saudável. Estes factos levam a crer que o teste de pressão plantar depende bastante do tipo de sistema utilizado, bem como das características físicas e morfológicas do indivíduo e do seu padrão de marcha. Ainda assim, e conjuntamente com a inspeção visual do pé da voluntária, podem justificar-se os baixos valores de pressão com incorreta localização dos sensores, pelo excesso de tecidos moles ou pelo não total apoio do pé no solo, aquando da marcha. Paralelamente, procedeu-se ao levantamento de forma do pé da voluntária por molde de alginato de sódio e subsequente vazamento de gesso na cavidade gerada. Este método foi preferido, por exemplo, em relação à digitalização direta por ser mais confortável para a voluntária e ser mais estável. A digitalização efetuou-se então sobre o modelo de gesso (com recurso a um *scanner* 3D) e, com auxílio do *software* 3-matic, modelou-se o contraforte sobre o ficheiro STL, proveniente da etapa anterior. Este foi então impresso, em ABS, com uma espessura de 1.5 mm. Elaborando então uma análise de custos de produção concluiu-se que os processos de fabrico de um contraforte laminado e por Impressão 3D se

situação entre os 6.95-10.40 € e os 13.52 €, respetivamente. No caso dos contrafortes laminados a maioria do seu custo de produção é devida a gastos energéticos e de mão-de-obra (>99 %), enquanto que, no tocante ao contraforte produzido por Impressão 3D, a maior parcela de custos se relaciona com as matérias-primas (de construção e suporte; > 79%). Muito embora o investimento em maquinaria seja elevado, já que, por exemplo, a impressora em causa orça cerca de 74 500 € + IVA, estima-se que este, admitindo uma situação de lucro nulo, seja recuperado ao fim de cerca de 4 anos e meio. A qualidade dos produtos fabricados justifica então a compra do equipamento, pois deste modo é possível conceber contrafortes totalmente adaptados ao seu futuro utilizador, o que com o contraforte laminado seria impossível dada a rigidez do não-tecido impregnado.

Por sua vez, com o *Caso de Estudo B: Desenvolvimento de uma Almofada para Alívio de Metatarsalgia em Impressão 3D para Calçado para Pessoas com Paralisia Cerebral* foi possível saber que a maioria destes componentes não são customizados, podendo ter geometria e espessura variáveis, e são fabricados em diversos materiais, entre os quais merecem destaque feltro, espumas de poliuretano (*trademark* PPT®) e latex, cortiça e silicone. Estes componentes são normalmente fabricados por maquinagem ou injeção e são comercializados a preços, normalmente, situados entre os 1.5 € e os 30 € (par), dependendo do material em questão. Utilizando a mesma impressora OBJET Eden 260 V e materiais *rubber-like*, estimou-se que se conseguisse produzir um par de almofadas para metatarsalgia a um preço próximo dos 17.48 €, o que parece bastante competitivo, na medida em que, com recurso a tecnologias de fabrico aditivo, se consegue facilmente obter modelos customizados, muitas vezes com espessura variável, por forma a conferir todo o suporte estrutural necessário ao paciente.

No que concerne ao *Caso de Estudo C: Desenvolvimento de Sola para Calçado para Pessoas com Paralisia Cerebral a partir de Protótipo Fabricado por Impressão 3D*, este permitiu verificar que, através do Fabrico Aditivo, se conseguem produzir peças de alta complexidade e que, produzir protótipos por esta tecnologia pode efetivamente ser vantajoso no que concerne a detetar precocemente eventuais erros de *design* e outros aspetos a melhorar, antes de partir para produção em série, o que obviamente pode acarretar prejuízo significativo para a empresa envolvida.

Destaca-se ainda a importância do desenvolvimento de projetos e ideias em equipas multidisciplinares, como sucedeu durante o *workshop RitaRedShoes.cerebralpalsy.designproject*, bem como do *human centered design (design*

centrado no utilizador), como meio de suprir necessidades e melhorar as condições de vida de utilizadores especiais.

Com estes 3 Casos de Estudo e a restante pesquisa subjacente à realização desta dissertação, compreendeu-se que as temáticas Impressão 3D e calçado para pessoas com paralisia cerebral podem realmente relacionar-se e dar o seu contributo na melhoria das condições de vida destes utilizadores especiais, podendo também apresentar vantagens para o nível dos fabricantes. Esta associação, entre a Impressão 3D e o calçado e seus componentes customizados, tem então um futuro promissor e muito por onde crescer, sendo prova disso, o facto de todas as semanas serem divulgadas notícias que divulgam novos passos concretizados neste âmbito.

CAPÍTULO 11 - TRABALHOS FUTUROS

A realização da presente dissertação permitiu apurar que efetivamente a Impressão 3D pode auxiliar no fabrico de componentes, 100% customizados, de calçado para pessoas com paralisia cerebral. Ficando provada a possível conceção de contrafortes, almofadas para metatarsalgia e solas, através da utilização das tecnologias de Fabrico Aditivo, quer como meio de produção de peças funcionais (Casos de Estudo A e B), quer como forma de obtenção de protótipos, e tendo conhecimento que, atualmente, já se fabricam também palmilhas por Impressão 3D, sugere-se que esta associação seja extrapolável a outros elementos, nomeadamente, à produção de insertos para solas a implementar nas zonas de maior desgaste. Segundo relato da voluntária com paralisia cerebral, o facto de empurrar o antepé sobre o solo durante a marcha, provoca, em 3 dias, um desgaste acentuado nessa região da sola dos seus sapatos habituais. O facto de se colocarem insertos em diferentes materiais nas zonas mais críticas, poderia fazer aumentar o tempo de uso dos sapatos, sem obrigar o paciente a comprar novos e dispendiosos sapatos tão rapidamente. Assim, este procederá apenas à compra do inserto, substitutivo do antigo, que poderiam perfeitamente ser obtidos por Impressão 3D.

Por outro lado, poderiam ser investigadas formas de otimização do processo produtivo, em termos de gastos de material, encurtamento do tempo de fabrico e, implicitamente, redução de custos. Além disso, poderiam ser desenvolvidos mais materiais para impressão que suprissem de forma mais eficaz as necessidades dos utilizadores.

Seria ainda interessante efetuar ensaios mecânicos a provetes constituídos nos mais diversos materiais inseridos no âmbito da conceção de calçado e seus componentes, quer por via tradicional, quer por Impressão 3D. Desta forma, seria possível compreender melhor a sua aplicabilidade, através da determinação das suas características e propriedades mecânicas, na maioria das vezes, confidenciais.

REFERÊNCIAS

- [1] -----, RITA REDSHOES ASSOCIA-SE A RITA.RED.SHOES.CEREBRALPALSY.DESIGNPROJECT. 2015. Acedido a 10 de Março de 2015. <http://ritaredshoes.com/rita-redshoes-associa-se-a-rita-red-shoes-cerebralpalsy-designproject/>.
- [2] -----, Conheça o método CME, Cuevas Medek Exercises, que tem por objetivo oferecer independência às crianças com dificuldade moto. Acedido a 10 de Março de 2015. <http://1.bp.blogspot.com/-2Lj7AA7If70/VQICR6THIuI/AAAAAAAAA1M/8GVSX9kBBLk/s1600/aacc.jpg>.
- [3] APCC - Associação de Paralisia Cerebral de Coimbra. *Instituição*. Acedido a 10 de Março de 2015. http://www.apc-coimbra.org.pt/?page_id=72.
- [4] APCC - Associação de Paralisia Cerebral de Coimbra. *Serviços Médicos*. Acedido a 10 de Março de 2015. http://www.apc-coimbra.org.pt/?page_id=298.
- [5] APCC - Associação de Paralisia Cerebral de Coimbra. *Terapias*. Acedido a 10 de Março de 2015. http://www.apc-coimbra.org.pt/?page_id=300.
- [6] APCC - Associação de Paralisia Cerebral de Coimbra. *Escola*. Acedido a 10 de Março de 2015. http://www.apc-coimbra.org.pt/?page_id=538.
- [7] Costa, Maria Carolina Milheiro da. 2014. "*Human-centered design of orthopaedic shoes*". Dissertação do Mestrado em Inovação e Empreendedorismo Tecnológico, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- [8] APICCAPS - Associação Portuguesa dos Industriais de Calçado, Componentes, Artigos de Pele e seus Sucedâneos. 2012. *World Footwear. 2012 Yearbook. Data Up To 2011*.
- [9] ars.sutoria school. *What is the Future of Technology in the Shoe Industry?*. Acedido a 30 de Março de 2015. ftp://arrow.delcam.com/pdf/crispin/ftf2014/1_1_Ars_Sutoria.pdf
- [10] United Nations – International Trade Statistics – Knowledgebase. *Harmonized Commodity Description and Coding Systems (HS)*. Acedido a 3 de Abril de 2015. <http://unstats.un.org/unsd/tradekb/Knowledgebase/Harmonized-Commodity-Description-and-Coding-Systems-HS>.
- [11] Foreign Trade. *Harmonized System Codes (HS Code)*. Acedido a 4 de Abril de 2015. <https://www.foreign-trade.com/reference/hscodcfm?cat=10>.
- [12] APCC - Associação de Paralisia Cerebral de Coimbra. *Paralisia Cerebral*. Acedido a 13 de Março de 2015. http://www.apc-coimbra.org.pt/?page_id=65.
- [13] HealthGrove+. *Cerebral Palsy*. Acedido a 13 de Março de 2015. <http://conditions.healthgrove.com/l/210/Cerebral-Palsy>.
- [14] Reaching for the Stars – A Foundation of Hope for Children with Cerebral Palsy. Acedido a 13 de Março de 2015. <http://reachingforthestars.org/>.

- [15] MCPA – Michigan Cerebral Palsy Attorneys. *About Cerebral Palsy*. Acedido a 13 de Março de 2015. <http://www.michigancerebralpalsyattorneys.com/about-cerebral-palsy/>.
- [16] CanChild Centre for Childhood Disability Research and Federação das Associações Portuguesas de Paralisia Cerebral. 2007. *Gross Motor Function Classification System*. Acedido a 15 de Março de 2015. <http://motorgrowth.canchild.ca/en/gmfcs/resources/gmfcs-er.pdf>
- [17] Miller, Freeman. 2005. *Cerebral Palsy*. Edited by Springer.
- [18] Razeghi, Mohsen, and Mark Edward Batt. 2002. "Foot type classification: a critical review of current methods." *Gait & Posture* no. 15 (3): 282-291. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00151-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00151-5).
- [19] Davids, Jon R. 2010. "The Foot and Ankle in Cerebral Palsy." *Orthopedic Clinics of North America* no. 41 (4):579-593. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ocl.2010.06.002>.
- [20] -----, Acedido a 19 de Março de 2015. http://www.wgate.com.br/conteudo/medicinaesaude/fisioterapia/traumato/luxacao/pe_equino.jpg.
- [21] -----, Acedido a 19 de Março de 2015. <http://img.russianpatents.com/1187/11876672.gif>.
- [22] -----, Acedido a 19 de Março de 2015. <http://jbjs.org/content/78/4/546/F9.large.jpg>.
- [23] -----, Acedido a 19 de Março de 2015. http://danceproject.ca/wp-content/uploads/2013/06/foot_arches.jpg.
- [24] Stride Orthopaedics & Footwear. *What is Metatarsalgia?*. Acedido a 20 de Março de 2015. <http://www.strideortho.ca/article/-141.asp>.
- [25] -----, Acedido a 20 de Março de 2015. <http://3.bp.blogspot.com/-ETJSRO8He0/Typ3L8pMjGI/AAAAAAAAAG9c/IFQ0ogNnq6s/s1600/metatarsalgia.gif>.
- [26] -----, Acedido a 20 de Março de 2015. <http://clinicamovere.com.br/wp-content/uploads/2013/01/metatarsalgia3.jpg>.
- [27] History of Footwear. *Introduction*. Acedido a 27 de Março de 2015. <http://www.footwearhistory.com/>.
- [28] Nigg, Benno M., Darren Stefanyshyn, Gerald Cole and Kath Boyer. 2005. " *FOOTWEAR RESEARCH - PAST, PRESENT AND FUTURE*".
- [29] -----, Acedido a 30 de Março de 2015. <http://i.imgur.com/tMZHje0.jpg>.
- [30] Shoe Committee. *Anatomia de um Sapato*. Acedido a 11 de Abril de 2015. <http://static1.squarespace.com/static/5550fa6ae4b0ff3767e0578c/t/555859f0e4b0f7284bfb609c/1431853553339/>.
- [31] Luximon, Ameersing, and Yan Luximon. 2009. "Shoe-last design innovation for better shoe fitting." *Computers in Industry* no. 60 (8):621-628. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.compind.2009.05.015>.
- [32] Eneslow Pedorthic Institute. 2009. *A Pedorthic Guide to Shoe Modifications*. Acedido a 13 de Abril de 2015. <http://beta.asoundstrategy.com/sitemaster/userUploads/site4/2009eneslowshoemodcatalogvers222009.pdf>
f

- [33] Luximon, Ameersing, and Yan Luximon. 2013. *Handbook of Footwear Design and Manufacture*. Edited by Woodhead Publishing.
- [34] Coughlin, M. J. 1997. "(i) Metatarsalgia: a symptom, not a diagnosis." *Current Orthopaedics* no. 11 (1):1-10. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0890\(97\)90043-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0890(97)90043-8).
- [35] PDG | Saúde. *Metatarsalgia*. Acedido a 15 de Abril de 2015. <http://www.strideortho.ca/article/-141.asp>.
- [36] ----- . Acedido a 20 de Abril de 2015.
http://4.bp.blogspot.com/_92oZLM_ZJeA/TJYvFPV7PII/AAAAAAAAAEE/AFK45-b7Sus/s1600/RYN_Trail_Redsun.jpg.
- [37] ----- . Acedido a 20 de Abril de 2015.
http://madinaortho.com/ashrf/Tibia%20Valga_files/v3_slide0019_image004.jpg.
- [38] INETI – Instituto Nacional de Engenharia e Tecnologia Industrial. 2000. *Guia Técnico – Sector do Calçado*. Acedido a 24 de Abril de 2015.
<http://www.netresiduos.com/Handlers/FileHandler.ashx?id=343&menuid=111>
- [39] ----- . Acedido a 28 de Abril de 2015. https://encrypted-tbn3.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcS1XZ6YxVrB_Gokz5Fmmu8R3uIU48hww7ub7GJ32ABKSpnUh932.
- [40] ----- . Acedido a 28 de Abril de 2015.
http://www.feetrelief.com/feetrelief/images/spenco_polysorb_cross_pair.jpg.
- [41] Leber, C, and P. M. Evanski. 1986. "A comparison of shoe insole materials in plantar pressure relief." *Prosthetics and Orthotics International* no. 10, 135-138. doi: <http://poi.sagepub.com/content/10/3/135.long>.
- [42] foot.com. *Foot Conditions Center*. Acedido a 7 de Maio de 2015. <http://www.foot.com/site/foot-conditions/metatarsalgia>.
- [43] Sanders, Joan E., Joan M. Greve, Stuart B. Mitchell and Santosh G. Zachariah. 1998. "Material properties of commonly-used interface materials and their static coefficients of friction with skin and socks." *Journal of Rehabilitation Research and Development* vol. 35 no. 2, 161-176. doi: https://www.researchgate.net/publication/13632669_Material_properties_of_commonly-used_interface_materials_and_their_static_coefficients_of_friction_with_skin_and_socks.
- [44] Brodsky, J. W., F. E. Pollo, D. Cheleuitte, and B. S. Baum. 2007. "Physical properties, durability, and energy-dissipation function of dual-density orthotic materials used in insoles for diabetic patients." *Foot Ankle Int* no. 28 (8):880-9. doi: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17697652>.
- [45] ACOR For EVERY Walk of LIFE. *Acor Brand P-Cell®*. Acedido a 8 de Maio de 2015.
<http://www.acor.com/pcell.php>.
- [46] C, Laughton, I. Davis McClay and DS Williams. 2002. " A comparison of four methods of obtaining a negative impression of the foot." *J Am Podiatr Med Assoc* vol. 92 no. 5, 261-8. doi: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12015406>
- [47] Payne, Craig. 2007. " Cost benefit comparison of plaster casts and optical scans of the foot for the manufacture of foot orthoses." *Perspectives in Podiatric Medicine* vol. 41 no. 2. doi: http://www.orthotech.com.au/pdf/Plaster_Cast_Vs_Scaning_Cost_Benefit.pdf.

- [48] -----. Acedido a 10 de Maio de 2015. http://www.reverse.com.pt/homeframe_pt.html.
- [49] Rosenbaum, D., and H. P. Becker. 1997. "Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications." *Foot and Ankle Surgery* no. 3 (1):1-14. doi: <http://dx.doi.org/10.1046/j.1460-9584.1997.00043.x>.
- [50] nora | SYSTEMS GMBH shoe componentes. 2012. *Composite sheet nora® Lunatec combi for the efficient manufacture of foot beddings and inserts*. Acedido a 13 de Maio de 2015. http://www.nora-schuh.de/upload/nora_Lunatec-combi_2012_GB_WEB_789.pdf
- [51] -----. *Choosing Your Design*. Acedido a 15 de Maio de 2015. http://www.miyagikogyo.co.jp/english/ocs_design.html#step5.
- [52] The Sneaker Fatory. 2014. *How Shoes are made Rubber Shoe outsoles are made*. Acedido a 15 de Maio de 2015. <https://www.youtube.com/watch?v=jNQURKHgQdQ>
- [53] Skate Warehouse. 2014. *Cupsole and Vulcanized Outsoles*. Acedido a 15 de Maio de 2015. <http://blog.skatewarehouse.com/cupsole-and-vulcanized-outsoles/>
- [54] 3D Printing Industry. 2014. *From Gyrobot: How to 3D Print a Custom Insole*. Acedido a 2 de Junho de 2015. <http://3dprintingindustry.com/2014/12/30/gyrobot-3d-print-insole/>.
- [55] bq. *Witbox*. Acedido a 3 de Junho de 2015. <http://www.bq.com/pt/witbox>.
- [56] Lewihe. *Sneaker*. Acedido a 3 de Junho de 2015. <http://www.lewihe.com/shop/sneaker/>.
- [57] i.materialise. 2015. *3D Printed Footwear: How 3D Printing is Changing Racetracks and Runways*. Acedido a 5 de Junho de 2015. <http://i.materialise.com/blog/entry/3d-printed-footwear-how-3d-printing-is-changing-racetracks-and-runways>.
- [58] 3DPrint.com. 2015. *Light Soles, Made with 3D Printing & Light Curing Technology, Offer Runners & Cyclists Relief*. Acedido a 5 de Junho de 2015. <http://3dprint.com/56609/kickstarter-light-soles/>.
- [59] SOLS. 2015. *SOLS QUICK START TUTORIAL*. Acedido a 5 de Junho de 2015. <http://www.sols.com/tutorial>.
- [60] 3DPrint.com. 2014. *SOLS: A 3D Printed Insole & Orthotic Offered by Podiatrists Looks to Come Directly to Consumers By 2015*. Acedido a 5 de Junho de 2015. <http://3dprint.com/401/sols-a-3d-printed-insole-orthotic-offered-by-podiatrists-looks-to-come-directly-to-consumers-by-2015/>.
- [61] SOLS. 2015. *ADAPTIV, The Future of Footwear*. Acedido a 5 de Junho de 2015. <http://www.sols.com/blog/adaptiv-the-future-of-footwear/>.
- [62] www.3ders.org. 2015. *Rethinking shoes: Two students develop 'FOOTPRINT' 3D printed custom algorithmic footwear*. Acedido a 10 de Junho de 2015. <http://www.3ders.org/articles/20150609-two-students-develop-3d-printed-custom-algorithmic-footwear-footprint.html>.
- [63] popular3dprinters.com. *Bukobot 8 v2 Duo Kit*. Acedido a 10 de Junho de 2015. <http://www.popular3dprinters.com/bukobot-8-v2-duo-kit/>.
- [64] Deezmaker. *Bukobot 8 v2 Duo Kit (Dual Extruders)*. Acedido a 10 de Junho de 2015. <http://deezmaker.com/store/#!/Bukobot-8-v2-Duo-Kit-Dual-Extruders/p/23715421/category=0>.

- [65] -----, Acedido a 10 de Junho de 2015. <http://s.3dnatives.com/imprimante/bgrande-bretagneobot-8-duo.jpeg>.
- [66] Stratasys. *Objet Eden260VS*. Acedido a 10 de Junho de 2015. <http://www.stratasys.com/3d-printers/design-series/objet-eden260vs>.
- [67] 3D Systems. *ProJet® x60 Series*. Acedido a 10 de Junho de 2015. http://www.3dsystems.com/files/projet-x60-series-us_0.pdf
- [68] 3D Printing For You. *ProJet® 460Plus Price*. Acedido a 10 de Junho de 2015. <http://www.3dprintingforyou.net/projet-460plus-price/>.
- [69] Stratasys. *PolyJet™ Materials Data Sheet*. Acedido a 11 de Junho de 2015. <http://www.stratasys.com/materials/polyjet/~media/29592222B80C489BAC28803DB08C10E5.ashx>.
- [70] NinjaFlex. *NinjaFlex Filaments*. Acedido a 13 de Junho de 2015. <http://www.ninjabflex3d.com/products/ninjabflex-filaments/>.
- [71] Fenner Drives an ISO 9001 Certified Company. *NinjaFlex; SemiFlex*. Acedido a 14 de Junho de 2015. <http://www.fennerdrives.com/FetchFile.ashx?id=b6823565-a3c2-4ab5-95ba-e81b22ce9ad0>.
- [72] 3D Systems. *DuraForm® Flex Plastic*. Acedido a 14 de Junho de 2015. http://www.rpc.msoe.edu/datasheets/sls/Duraform_Flex.pdf.
- [73] 3D Printing Industry. 2015. *3D Printed Exo-Foot is a Giant Leap in Footwear Technology*. Acedido a 14 de Junho de 2015. <http://3dprintingindustry.com/2015/04/14/3d-printed-exo-foot-giant-leap-footwear-technology/>.
- [74] International Organization for Standardization. 2011. ISO 9092. In *Textiles - Nonwovens - Definition*.
- [75] Apolo Artes. *Contraforte para Calçados Térmico*. Acedido a 16 de Junho de 2015. http://www.apoloartes.com.br/ecommerce_site/produto_16440_4186_Contraforte-para-Calcados-Termico.
- [76] Arteccla Química. *Linha de produto Ecofibra S 1303*. Acedido a 16 de Junho de 2015. <http://www.artecclaquimica.com.br/menu/laminados-especiais/arteccla/ecofibra-s-1303>.
- [77] Arteccla Química. *Mercado Calçadista*. Acedido a 16 de Junho de 2015. <http://www.artecclaquimica.com.br/mercados/calcadista/catalogo/index.html#/1>
- [78] -----, Acedido a 16 de Junho de 2015. <http://www.zephz.com/images/tech/countersm.jpg>.
- [79] -----, Acedido a 16 de Junho de 2015. <http://www.puntalicontrafforti.com/images/big/1.jpg>.
- [80] Arteccla Química. *Arteccla Laminados Especiais*. Acedido a 16 de Junho de 2015. <http://www.artecclaquimica.com.br/menu/laminados-especiais/arteccla>.
- [81] dimbormaq. 2012. *Maquina moldar contra forte*. Acedido a 16 de Junho de 2015. <https://www.youtube.com/watch?v=vyjVXjrayGs>.
- [82] Healy, Aoife, Philip Burgess-Walker, Roozbeh Naemi, and Nachiappan Chockalingam. 2012. "Repeatability of WalkinSense® in shoe pressure measurement system: A preliminary study." *The Foot* no. 22 (1):35-39. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.foot.2011.11.001>.

- [83] Sival. 2008. *Gesso Estuque*. Acedido a 17 de Junho de 2015.
http://www.sival2.pt/pic/produtos/Ficha_Tecnica_-_ESTUQUE_482c592c0072e.pdf
- [84] gom. *ATOS Triple Scan - Revolutionary scanning technique*. Acedido a 17 de Junho de 2015.
<http://www.gom.com/metrology-systems/system-overview/atos-triple-scan.html>.
- [85] Cutting Tool Engineering. *Seeing the light*. Acedido a 17 de Junho de 2015.
http://www.ctemag.com/aa_pages/2012/121012-TestMeasurement.html.
- [86] Palousek, David, Milan Omasta, Daniel Koutny, Josef Bednar, Tomas Koutecky, and Filip Dokoupil. 2015. "Effect of matte coating on 3D optical measurement accuracy." *Optical Materials* no. 40 (0):1-9. doi:
<http://dx.doi.org/10.1016/j.optmat.2014.11.020>.
- [87] gom. *TRITOP - Optical 3D Coordinate Measuring Machine*. Acedido a 17 de Junho de 2015.
<http://www.gom.com/metrology-systems/system-overview/tritop.html>.
- [88] Proto3000.Inc. *Objet Eden 260 V*. Acedido a 17 de Junho de 2015. <http://proto3000.com/eden-lineup.php>
- [89] 3D Systems. *VIPER*. Acedido a 17 de Junho de 2015.
http://www.3dsystems.com/products/datafiles/viper/datasheets/International/viper_si2_uk.qxd.pdf
- [90] BCN3D Technologies. *BCN3D+*. Acedido a 18 de Junho de 2015.
<http://www.bcn3dtechnologies.com/es/catalog/bcn3d>.
- [91] 3D Systems. *CubePro®*. Acedido a 18 de Junho de 2015. <http://cubify.com/cubepro/techspecs>.
- [92] -----, Acedido a 18 de Junho de 2015. <http://www.rapidreadytech.com/wp-content/uploads/2012/04/eden260V.gif>.
- [93] -----, Acedido a 18 de Junho de 2015.
http://www.cimetrixsolutions.com/images/objet_eden260vs_banner.png.
- [94] -----, Acedido a 18 de Junho de 2015. <http://www.mcad.com/wp-content/uploads/eden350.jpg>.
- [95] -----, Acedido a 18 de Junho de 2015. http://www.smg3d.co.uk/images/objet-eden-500-open_large.jpg.
- [96] Chua, Chee Kai. and Kah Fai Leong. 2015. *3D Printing and Additive Manufacturing – Principles and Applications*. Edited by World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd.
- [97] Stratasys. *Connex1 3D Production Systems*. Acedido a 19 de Junho de 2015.
<http://www.stratasys.com/3d-printers/production-series/connex1-systems>.
- [98] Stratasys. *Connex2 3D Production Systems*. Acedido a 19 de Junho de 2015.
<http://www.stratasys.com/3d-printers/production-series/connex2-systems>.
- [99] Stratasys. *Objet Eden260V™*. Acedido a 19 de Junho de 2015. <http://altem.com/wp-content/themes/altem/Brochures/E260V.pdf>
- [100] Ministério da Agricultura, Pecuária e Abastecimento. *Download de Editais*. Acedido a 19 de Junho de 2015.
http://comprasnet.gov.br/ConsultaLicitacoes/download/download_editais_detalhe.asp?coduasg=135030&modprp=5&numprp=332014.

- [101] Rocha, Marieta de Sousa. 2014. " *Desenvolvimento do processo de produção de próteses crânio-maxilofaciais por processos alternativos à fundição*". Dissertação do Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- [102] EDP – Energias de Portugal, S.A. *Tarifários*. Acedido a 20 de Junho de 2015. <https://energia.edp.pt/particulares/energia/tarifarios-2015.aspx>.
- [103] Holmes, G. B., Jr., and L. Timmerman. 1990. "A quantitative assessment of the effect of metatarsal pads on plantar pressures." *Foot Ankle* no. 11 (3):141-5. doi: <http://www.footlogic.com/pdf/effect-of-metatarsal-pads-on-plantar-pressures.pdf>.
- [104] Lower Extremity Review Magazine. 2014. *Evidence based-use of metatarsal pads*. Acedido a 20 de Junho de 2015. http://lermagazine.com/cover_story/evidence-based-use-of-metatarsal-pads.
- [105] Lee, Pei Y., Karl B. Landorf, Daniel R. Bonanno, and Hylton B. Menz. 2013. "Comparison of the pressure-relieving properties of various types of forefoot pads in older people with forefoot pain." *Journal of Foot and Ankle Research* no. 6 (Suppl 1):O19-O19. doi: 10.1186/1757-1146-6-S1-O19.
- [106] Bird & Cronin Inc. *Hapad-Metatarsal Pads*. Acedido a 20 de Junho de 2015. http://www.birdcronin.com/product_categories/product.aspx?product_id=598&product_name=Hapad-Metatarsal%20Pads&folder_id=191
- [107] Ferrari, R. 2011. "Report of metatarsal pad intolerance in a cohort of 60 patients treated with customized foot orthotics." *J Chiropr Med* no. 10 (1):25-8. doi: 10.1016/j.jcm.2010.07.007.
- [108] Dr Foot. *Silicone 3/4 Insole with Metatarsal Pad*. Acedido a 21 de Junho de 2015. http://www.drfoot.co.uk/acatalog/Silicone_3_4_Insole_with_Metatarsal_Pad_pair_.html
- [109] Peter, Walters, Lewis Amy, Stinchcombe Andrew, Stephenson Robert, and Ieropoulos Ioannis. 2013. "Artificial heartbeat: design and fabrication of a biologically inspired pump." *Bioinspiration & Biomimetics* no. 8 (4):046012. doi: <http://iopscience.iop.org/1748-3190/8/4/046012>
- [110] Berselli, G., G. Vassura, M. Pellicciari, and R. Vertechy. 2011. *Hyperelastic Modeling of Rubber-Like Photopolymers for Additive Manufacturing Processes*: INTECH Open Access Publisher. doi: <http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/20719.pdf>
- [111] Alchemie. 2011. *Technical Data Sheet ALCHEMIX® RTV 139*. Acedido a 26 de Junho de 2015. <http://www.alchemie.com/wp-content/uploads/2011/05/TDS-RTV-1391.pdf>
- [112] Adina. *Tech Briefs*. Acedido a 26 de Junho de 2015. <http://www.adina.com/newsgrp.shtml>
- [113] Simulia. 2011. *Frequently Overlooked Features in Abaqus*. Acedido a 26 de Junho de 2015. <http://www.simulia.com/download/rum11/GL/Brad-Heers-Frequently-Overlooked-Features-in-Abaqus-2011-RUM.pdf>